

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2004 年 12 月 29 日 (29.12.2004)

PCT

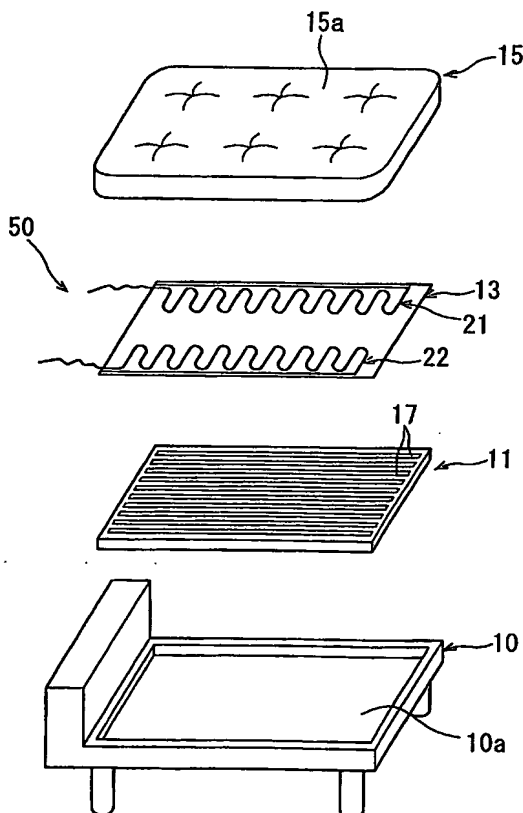
(10) 国際公開番号
WO 2004/112611 A1

- (51) 国際特許分類⁷: A61B 5/11, 5/00, A61G 7/05, A47C 27/00
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2004/008931
- (22) 国際出願日: 2004 年 6 月 18 日 (18.06.2004)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2003-177087 2003 年 6 月 20 日 (20.06.2003) JP
特願2003-178103 2003 年 6 月 23 日 (23.06.2003) JP
特願2003-193430 2003 年 7 月 8 日 (08.07.2003) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 松下電器産業株式会社 (MATSUSHITA ELECTRIC INDUSTRIAL CO., LTD.) [JP/JP]; 〒5718501 大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 Osaka (JP).
- (72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 植田 茂樹 (UEDA, Shigeki). 荻野 弘之 (OGINO, Hiroyuki).
- (74) 代理人: 小栗 昌平, 外 (OGURI, Shohei et al.); 〒1076013 東京都港区赤坂一丁目 1 2 番 3 2 号 アーク森ビル 1 3 階 栄光特許事務所 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) Title: SLEEPING DEVICE AND SLEEPER' S IN-BED STATE DETECTION METHOD

(54) 発明の名称: 就寝装置及び在床状態検出方法



(57) Abstract: A sleeping device capable of reliably detecting positional deviation of a sleeper and heartbeat vibrations while minimizing cost increase and aggravation of sleeper' s feeling in bed; a sleeping device capable of preventing unwanted insertion during raising/lowering of the bed; and a sleeper' s in-bed state of detection method. Sleeper' s offset is detected by finding a ratio of intensities of output signals from first and second pressure sensors (21, 22) in the form of cable-like pressure sensors laid on opposite ends of a bed surface (15a) on which a sleeper lies and along the direction of lying in bed. When this ratio is in a predetermined offset range, it is decided that an offset has occurred in the sleeper' s position on the bed surface (15a). Further, heartbeat vibrations are detected by installing a low-repellency urethane layer in a bed pad, and the raising/lowering of a bed is controlled in response to output from a pressure sensor disposed in a bed.

(57) 要約: 本発明は、コストの高騰及び寝心地の悪化を極力抑えつつ、就寝者の位置の片寄りや心拍振動を確実に検出できる就寝装置、ベッドの昇降の際の不要な挟み込みを防止できる就寝装置、及び在床状態検出方法を提供することを目的とする。就寝者の片寄りを検出するには、就床者が横たわる就床面 15a の両端側で就床方向に沿って配設されたケーブル状の感圧センサからなる第 1 感圧センサ 21 及び第 2 感圧センサ 22 からの出力信号の強度の比率を求め、この比率が予め定めた所定の片寄り状態の範囲に入ったときに、就床面 15a 上における就床者の位置に片寄りが生じたと判定する。また、ベッドパッド内に低反発性ウレタン層を設けて心拍振動を検出したり、さらに、ベッドに配置した感圧センサからの出力に応じて床部の昇降駆動を制御するようにした。



(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各*PCT*ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

添付公開書類:

— 国際調査報告書

明 細 書

就寝装置及び在床状態検出方法

<技術分野>

本発明は、就寝装置及び就床者の在床状態を監視する在床状態検出方法に関する。

<背景技術>

近年、ベッドの就床者の検出装置としては、例えば、特開平7-88089号公報の就寝装置には、病院や各種介護施設等に設置されるベッドとして、就床者である被介護者の在・不在や体調の変化を検出する感圧センサをベッドに設ける装置が開示されている。このベッドは、圧電効果により微少な電圧を発生する多数のセンサを、就床者が横たわる就床面上にベッドの幅方向にわたって複数個配設し、さらにその配設したセンサの列をベッドの長手方向に所定間隔で複数列配列したもので、これらセンサからの電圧を検出し、就床者である被介護者の在・不在の確認や体調の変化を管理するものである。

また、特開平10-229973号公報には、ベッド上面に長尺テープ状の圧電センサを幅方向にわたって配設し、これらセンサによる振動検出手段によって就床者の血圧値や動脈硬化度を判定する生体モニタ装置が開示されている。

ところで、最初の例のように、多数の圧電素子からなる複数のセンサを就床者が横たわる就床面上に設けるベッドにあっては、高価なセンサを格子状に多数個配設しているため、コストの嵩みが免れず、しかも、センサ自体の感度が比較的低く、就床者が横たわる就床面の略直上にセンサを設けざるを得ず、寝心地を損ねるものであった。

また、次の例のように、幅方向にわたって長尺テープ状の圧電センサを配設するベッドの場合も、就床者の在・不在は検出できるものの、ベッド上における就床者の位置の片寄りを監視して転落等を未然に防止することまではできず、しかも、このベッドの場合も、圧電センサを就床者が横たわる就床面上に設けている

ので、寝心地の悪化は免れないものであった。

その他に、就寝装置としては、特開 2003-52765 号公報には、ベッドの床部が調節可能で、布団や患者などが落下するのを防止する介助手段兼用の側柵が設けられた電動ベッドが開示されている。従来のこの種の電動ベッド装置を図 33 に基づいて説明する。図中、1 は電動ベッド装置、2 は背上げ床部、3 は床部調節手段、4 はパイプ部材で形成される柵部 4 で、柵部 4 は外枠パイプ 4a と内枠パイプ 4b を円弧状に湾曲して平行に形成したもので、円弧は背上げ床部 2 が昇降してゆく軌跡に合致させている。これにより、外枠パイプ 4a と内枠パイプ 4b の間に手 5 を差し込んだまま背上げ床部 2 が起上しても、背上げ床部 2 の昇降軌跡に合致して手 5 が外枠パイプ 4a または内枠パイプ 4b 上を滑って移動するので挟まれることがない。

しかしながら、この従来の電動ベッド装置は、外枠パイプ 4a と内枠パイプ 4b の間に身体の一部が差し込まれたまま背上げ床部 2 を起上した場合、体勢や体格、及び、身体や衣服表面の摩擦特性等により、身体の一部が外枠パイプ 4a または内枠パイプ 4b 上を滑りにくくなり不要に挟み込まれるといった課題があった。

その他の就寝装置に関するものとしては、特開平 8-282358 号公報に、感圧センサによって人体からの心拍や呼吸の動きを検知できるパットを備えた装置が開示されている。図 34 は従来の就寝装置の人体検出装置の構成図を示している。

図において、70 は座席、71 は振動検出手段、72 は表布、73 はウレタンフォーム、74 はシートスプリング、75 はシートフレームである。振動検出手段 71 は、座席 70 の人体との接触面から表布 72、ウレタンフォーム 73 を介して一定距離 r 以上離れた座席 70 を構成するシートスプリング 74 上に固定されている。ここで、 r は、座席 70 に着座した人体に振動検出手段 71 の存在が人体に感じられなくなる距離で、振動検出手段 71 の外郭の硬度が高いほど、ウレタンフォーム 73 が柔らかいほど長くなる。

このように、ウレタン製の座席の表面から一定距離以上離れた部分に振動検出手段を固定し、振動検出手段の出力を処理して、その出力により座席上の人体の

有無を判定するというもので、振動検出手段が人体との触面から離れて設置されているため、振動検出手段が剛体で構成されていても着座感に対する影響が少なくできる、というものである。

ところが、この発明はカーシートに関するものであり、カーシートの場合、臀部から上体全部の体重が狭い臀部に集中するので振動検出手段をウレタン座席の下面に設けていても検出できるのであるが、この技術思想をそのままベッドに応用して見たところ、次のような問題点があることが判った。

図 3 5 は、振動検出手段（圧電センサ）をベッドに用いた各種の実験例で、図 3 5（a）は実験例 1、（b）は実験例 2、（c）が実験例 3 である。図 3 5（b）において、1 2 5 はウレタン層から成るベッド、1 2 6 はウレタン層ベッド 1 2 5 の下方に敷設された圧電センサで、ここでは特にコード状圧電センサ（後述）を用いている。P はベッドに横臥している人体である。

コード状圧電センサ 1 2 6 が下部に敷設されたウレタン層ベッド 1 2 5 の上に人が横臥した状態で、コード状圧電センサ 1 2 6 に得られる信号（人体の心臓から発せられる心拍）を検出して見たところ、コード状圧電センサ 1 2 6 が検出した検出値は微かな値でしかなかった。

その理由は、ウレタン層ベッドの上に横臥すると、人体 P の背面側で凸部となっている部分、すなわち頭部 P 1 と肩甲骨部 P 2 と臀部 P 3 と踵 P 4 の部分が特にベッドパッドに強く当たるので深く沈みその他の部位はそれほど沈まないために、これら 4 点からの心拍振動だけが震動源となって下方に伝達されることとなり、その結果コード状圧電センサ 1 2 6 といえども十分な信号として検出できなかったのではないかと本出願人は考えた。

そこで、増幅度を大きく上げたところ、逆に他のノイズ（外を通る自動車による振動、ベッドの近くを通る人の振動等）を多く拾ってしまい、カーシートでは実用化されていても、図 3 5（b）のベッドには実用的でないことが判った。

図 3 5（c）は（b）の欠点をカバーするものとして本出願人が考えた実験例であって、ウレタン層ベッド 1 2 5 の上にコード状圧電センサ 1 2 6 を敷設したものである。このようなベッドの上に横臥すると、センサは頭部 P 1 と肩甲骨部 P 2 と臀部 P 3 と踵 P 4 の部分からの心拍振動ばかりか、その他の部位である首

部、腰部、大腿部、脛ら脛部などからの心拍振動をも確実に検出することができた。

ただ、直径数ミリのセンサケーブルの多数回曲折配置されたものの上に横臥することになるので、寝心地が悪く、これも実用化に問題があった。

本発明の第1の発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、コストの高騰及び寝心地の悪化を極力抑えつつ、就寝者の位置の片寄りを確実に検出して転落を未然に防止することが可能な就寝装置及び在床状態検出方法を提供することを目的としている。

更に、本発明の第2の発明は、ベッドの昇降の際の不要な挟み込みを防止できる就寝装置を提供することを目的としている。

更に、本発明の第3の発明は、心拍振動を確実に検出できると共に、寝心地も良いベッドパッドを有する就寝装置を提供することを目的としている。

<発明の開示>

上記目的は下記構成により達成される。

(1) 就床面上における就床者の位置の片寄りを検出する就寝装置であって、前記就床面の幅方向両端側で、それぞれ該就床面の側辺に沿って個別に配設され、就床者の移動による加速度成分を検出して信号を出力するケーブル状の第1感圧センサ及び第2感圧センサと、これら第1感圧センサ及び第2感圧センサからの出力信号を比較して、就床者の前記就床面側方への片寄り状態を判定する判定手段とを備えたことを特徴とする就寝装置。

この就寝装置によれば、ケーブル状の感圧センサからなる第1感圧センサ及び第2感圧センサを就床面の両端側で就床面の側辺に沿う位置に配設し、これら第1感圧センサ及び第2感圧センサからの信号の出力を判定手段が比較して、就床面上における就床者の位置の側方への片寄りを判定するものであるもので、その判定結果から就床者の就床面からの転落等を未然に防止することができる。また、単にケーブル状の感圧センサを就床面の両側部に沿って配設したものであるもので、複数のセンサを縦横に格子状に配列したものと比較して、コストアップを極力抑えることができ、また、寝心地の悪化も極力抑えることができる。

(2) 前記(1)において、前記第1感圧センサ及び第2感圧センサが、前記就床者の頭部側の配線密度を他の領域より高く設定していることを特徴とする就寝装置。

この就寝装置によれば、就床者の頭部側における感圧センサの配線密度を高くしたので、頭部に対する検出感度が特に向上する。従って、就床面上で就床者が頭部を側端部近くに行っているような片寄りを生じている場合にも、就床者の頭部を高感度で検出して、就床者の片寄り状態を正確且つ確実に把握することができる。

(3) 前記(1)又は(2)において、前記第1感圧センサ及び第2感圧センサが、前記就床者の下肢側における配線密度を他の領域より低く設定していることを特徴とする就寝装置。

この就寝装置によれば、就床者の下肢側における感圧センサの配線密度を低くしたので、下肢側の検出感度が低くなる。従って、就床面上で就床者が脚部を開いて中央に横たわっているような特に片寄りのない状態の場合に、就床者の位置が片寄っていると誤判定する不具合をなくすることができる。

(4) 前記(2)又は(3)において、前記第1感圧センサ及び第2感圧センサが、それぞれ前記就床面上で波状に配線され、該波状の波の配置間隔により前記配線密度を変更していることを特徴とする就寝装置。

この就寝装置によれば、感圧センサが波状に配線された、波状の波の配置間隔により配線密度を変更することで、配線密度を簡便にして任意に設定することができる。

(5) 前記(1)～(4)の就寝装置において、前記感圧センサの上側又は下側に突起片が配設され、該突起片が前記感圧センサの複数箇所で重なっていることを特徴とする就寝装置。

この就寝装置によれば、感圧センサの上側又は下側に、複数箇所で重なるように突起片を配設したので、就床者の体重や体動を突起片によって感圧センサへ局所的に大きな力として作用させることができ、それにより、大きな信号を出力でき、就床者の位置の片寄りの検出感度を高めることができる。

(6) 前記(5)において、前記感圧センサ及び前記突起片は、それぞれシートに貼着されてなり、これら感圧センサ及び突起片の貼着された感圧シート及び突起シートが互いに重ね合わされていることを特徴とする就寝装置。

この就寝装置によれば、感圧センサが設けられた感圧シートと突起片が設けられた突起シートとを互いに重ね合わせるだけで、極めて簡単な構成で感圧センサによる感度を向上させることができる。

(7) 前記(1)～(6)において、前記判定手段が、前記就床者の就床面上における位置に片寄りが生じたことを判定した場合に報知信号を出力すると共に、該判定手段が出力する報知信号を受けて、片寄りが生じたことを報知する報知手段を備えたことを特徴とする就寝装置。

この就寝装置によれば、判定手段から出力される報知信号を受けて報知手段が報知を行うので、就床者の位置の片寄りを、例えば被介護者等の第三者へ迅速に知らせることができ、片寄りの是正をいち早く行うことができる。

(8) 就床面上における就床者の位置の片寄りを検出する就寝装置の在床状態検出方法であって、前記就床面の幅方向両端側で、それぞれ該就床面の側辺に沿って個別に配設され、就床者の移動による加速度成分を検出して信号を出力するケーブル状の第1感圧センサ及び第2感圧センサからの出力信号の強度の比率を求め、この比率が予め定めた所定の範囲になったときに、就床面上における就床者の位置に片寄りが生じたと判定することを特徴とする就寝装置の在床状態検出方法。

この就寝装置によれば、第1感圧センサ及び第2感圧センサからの出力信号の強度の比率を求め、この比率が予め定めた所定の範囲から外れたときに、就床面上における就床者の位置に片寄りが生じたと判定することで、簡単な構成でありながら、就床者の位置の片寄りを正確に且つ確実に検出することができる。

(9) 背上げ床部と膝上げ床部の少なくとも一方の表面端部の全周囲または一部に配設された感圧センサと、前記感圧センサからの出力信号に基づき前記感圧センサへの就床者の接触を判定する判定手段と、前記判定手段からの判定信号により前記背上げ床部と前記膝上げ床部の昇降駆動を行う駆動手段を制御する制御手段とを備えた就寝装置。

この就寝装置によれば、背上げ床部や膝上げ床部を昇降中に、前記感圧センサへの就床者の接触を判定すると前記背上げ床部や前記膝上げ床部の昇降駆動を停止したり駆動方向を反転する等の制御が可能となるので、ベッドの昇降の際の不要な挟み込みを防止することができる。

(10) 前記(9)において、感圧センサは、荷重に対する変位量が非線型な非線形撓み部材と、前記非線形撓み部材の変位により変形する可撓性を有した圧電センサにて形成する就寝装置。

この就寝装置によれば、就床者による感圧センサへの押圧荷重が所定値以上となると、非線形撓み部材が急に変形し、非線形撓み部材の変位により圧電センサも急な変形を受けるので、就床者の動きによる接触を検出するのに十分な大きさの出力信号が感圧センサから得ることができる。

(11) 前記(10)において、非線形撓み部材が帯状に成形され凸部を有する薄型弾性体からなる就寝装置。

この就寝装置によれば、特に前記(10)、(11)のいずれかに記載の非線形撓み部材と圧電センサが荷重により変形可能な変形手段に配設されたもので、荷重が印加された場合に非線形撓み部材と圧電センサがさらに変形しやすくなるので、感圧センサの感度をさらに向上させることができる。

(12) 前記(10)又は(11)において、非線形撓み部材と圧電センサは荷重により変形可能な変形手段に配設された就寝装置。

この就寝装置によれば、荷重が印加された場合に非線形撓み部材と圧電センサが更に変形しやすくなるので、感圧センサの感度をさらに向上させることができる。

(13) 特に前記(4)に記載の変形手段が非線形撓み部材と圧電センサの少なくとも一つが容易に変形するよう形成された中空部を有した就寝装置。

この就寝装置によれば、変形手段の実用的な構成を実現できる。

(14) 特に(1)～(5)のいずれか1項に記載の判定手段が、圧電センサの出力信号に基づき感圧センサに就床者が接触し続けているか否かを判定する就寝装置。

この就寝装置によれば、圧電型感圧センサで静荷重検出型の感圧スイッチと

同様な動作が実現でき、使い勝手が向上する。

(15) 前記(9)～(14)のいずれか1項に記載の制御手段が、駆動手段が昇降駆動を行っている場合は判定手段からの判定信号を有効とし、駆動手段が昇降駆動を行っていない場合は判定手段からの判定信号を無効とする就寝装置。

この就寝装置によれば、例えば背上げ床部が静止中に就床者や第三者が感圧センサに接触しても背上げ床部が不要に昇降駆動することがなく、背上げ床部が昇降駆動中のみ感圧センサへの接触の判定信号を有効としているので、誤動作のない安心感のある電動ベッド装置を提供することができる。

(16) 低反発性ウレタン層と、該低反発性ウレタン層の下面に敷設された感圧センサとから成る就寝装置。

この就寝装置によれば、心拍振動等を確実に検出ができると共に、寝心地も良いベッドパッドが得られる。

(17) 低反発性ウレタン層と、該低反発性ウレタン層の下面に敷設された通常のウレタン製クッション層と、該クッション層の下面に敷設された感圧センサとから成る就寝装置。

この就寝装置によれば、心拍振動等を確実に検出ができると共に、寝心地も良いベッドパッドが低コストで得られる。

(18) 前記(16)又は(17)において、前記感圧センサが可撓性を有したコード状の圧電センサから成る就寝装置。

この就寝装置によれば、心拍振動等をさらに確実に検出ができるようになる。

(19) 表面に凹凸の形成された剛性板と、該剛性板の上に載置された前記(16)～(18)いずれか1項記載のベッドパッドから成る就寝装置。

この就寝装置によれば、心拍振動等をさらに確実に検出ができるようになる。

(20) ベッドフレームと、該ベッドフレームの上に傾斜可能に取り付けられた可動板と、該可動板の上に載置された前記(19)記載のベッド要素とから成る就寝装置。

この就寝装置によれば、心拍振動を確実に検出ができると共に、寝心地も良い介護用のベッドが得られる。

<図面の簡単な説明>

図 1 は、本発明の第 1 実施態様に係る就寝装置の分解斜視図である。

図 2 は、就寝装置の検出装置を構成する感圧シートの平面図である。

図 3 は、感圧センサと突起シートの突起片とを示す平面図である。

図 4 は、感圧センサ及び突起シートを示す断面図である。

図 5 は、感圧シートに配設された感圧センサの分解斜視図である。

図 6 は、検出装置の構成及び機能を示すブロック図である。

図 7 は、判定手段による位置の片寄りの判定方法を説明するグラフである。

図 8 は、就床面上における就床者の位置を示す概略平面図である。

図 9 は、感圧シートの他の構造を説明する感圧シートの分解斜視図である。

図 10 は、就寝装置の検出装置を構成する感圧シートの概略平面図である。

図 11 は、就床面への就床者の荷重の分布を示す就床者の概略図である。

図 12 は、就床面上における就床者の位置を示す概略平面図である。

図 13 は、本発明の実施態様 2 における電動ベッド装置の外観斜視図である。

図 14 は、同装置の感圧センサを背上げ床部および膝上げ床部の表面端部の一部に配設した外観斜視図である。

図 15 は、同装置のベッドの背上げ床部と側柵の位置関係を示す概略側面図である。

図 16 は、同装置の就床者が感圧センサに接触した状態を示す概略斜視図である。

図 17 は、同装置の感圧センサの要部斜視図である。

図 18 は、同装置の感圧センサを背上げ床部および膝上げ床部にミシン縫製にて固定した状態を示す要部概略図である。

図 19 は、同装置の感圧センサとしての圧電センサの要部斜視図である。

図 20 は、同装置の判定手段を備えた感圧センサとしての圧電センサのシステム外観図である。

図 21 は、同装置の感圧センサに荷重が印加された時の変形状態を示す外観図である。

図 2 2 は、同装置の感圧センサに荷重が印加された時の荷重 W 、感圧センサの変位 L 、圧電センサの出力信号 D 、判定手段の判定結果 J を示す特性図である。

図 2 3 は、同装置の判定手段における判定手順を示すフローチャートである。

図 2 4 は、(a)同装置の感圧センサを背上げ床部の上端部および幅方向の両端部にて表面にコの字状に配設した場合の外観斜視図、(b)同装置の感圧センサを背上げ床部の幅方向の両端部にて配設した場合の外観斜視図である。

図 2 5 は、(a)同装置に通常のウレタンフォームを使用した場合のクッション状態を示す断面図、(b)同装置に低反発性ウレタンフォームを使用した場合のクッション状態を示す断面図である。

図 2 6 は、(a)同装置の感圧センサにおいて圧電センサと非線形撓み部材との間に距離をおいた構成の断面図、(b)同装置の感圧センサにおいて中空部を設けた構成の断面図、(c)同装置の感圧センサにおいてシート状の圧電センサを配設した構成の断面図である。

図 2 7 は、(a)感圧センサを背上げ床部および膝上げ床部の裏面に配設した構成の外観斜視図、(b)感圧センサを背上げ床部および膝上げ床部の側面に配設した構成の外観斜視図、(c)感圧センサをマットレスの側面に蛇行させて配設した構成の外観斜視図である。

図 2 8 は、本発明の実施態様 3 に係るベッドの分解斜視図である。

図 2 9 は、コード状圧電センサが、(a)は凹凸板に、(b)は平板にそれぞれ敷設された概念斜視図である。

図 3 0 は、コード状圧電センサの構成図である。

図 3 1 は、コード状圧電センサに加わる荷重とセンサ出力特性を示す線図である。

図 3 2 は、(a)心拍や呼吸を検出するための検出ユニットのブロック図、(b)心拍、呼吸および寝返り等の体動によるコード状感圧センサの検知信号からそれぞれのパルス化原理を説明する図である。

図 3 3 は、従来の電動ベッド装置を示す外観斜視図である。

図 3 4 は従来の座席の構成図である。

図 3 5 は、圧電センサをベッドに用いた各種の実験例である。

なお、図中の符号、11は突起シート、13, 55, 61は感圧シート、15aは就床面、17, 53は突起片、21は感圧センサ（第1感圧センサ）、22は感圧センサ（第2感圧センサ）、23は中心電極、25はピエゾ素子材料、27は外側電極、29は外被、31は第1信号処理部、33は第2信号処理部、35は増幅回路、37はフィルタ、39は平滑回路、41は判定手段、43は報知手段、51, 52はシート、50はベッド、A, Bは出力、Hは就床者、80は電動ベッド装置、82は就床者、83は背上げ床部、84は膝上げ床部、85は昇降駆動部、86, 86a, 92, 93, 94, 110, 112, 114は感圧センサ、87は判別手段、88は側柵、89は変形手段、90は非線形撓み部材、91は圧電センサ（ケーブル状）、97はフランジ部、98は中心電極、99は外側電極、100は複合圧電体層、101は被覆層、102は圧電センサ端部、103は断線検出用抵抗体、104はケーブル、105はコネクタ、107はマットレス側面、108は低反発性ウレタンフォーム、109は通常ウレタンフォーム、111は中空部、113は圧電センサ（シート状）、120はベッドパッド、121は低反発性ウレタン層、122は通常のウレタン層、123はコード状圧電センサ敷設シート、124は布製シート、125はベッド、126はコード状圧電センサ、127は凹凸プラスチック板、128はプラスチック板、129は窪み、130はカバー袋、131はシート、132はファスナー、134はベッドフレーム、135は額縁状枠、136は可動板、137は支持板、138はモータ、145は心拍や呼吸等の検出ユニット、146はコード状感圧センサ（コード状圧電センサ）、147はフィルタ回路、148は増幅回路、149は計数回路、150は表示部である。

<発明を実施するための最良の形態>

以下、本発明に係る就寝装置及び在床状態検出方法の好適な実施の形態について、図面を参照して詳細に説明する。

実施態様1

図1は実施態様1に係る就寝装置の分解斜視図、図2は同装置の検出装置を構

成する感圧シートの平面図、図3は感圧センサと突起シートの突起片とを示す平面図、図4は図3のP方向矢視断面図、図5は感圧シートに配設された感圧センサの分解斜視図である。

図1に示すように、ベッド（就寝装置）50は、枠体10の床面10a上に、突起シート11、感圧シート13、マットレス15をこの順で積み重ねて組み立てられる。

突起シート11は、その上面側に複数の突起片17がベッド50の長手方向に沿って並列に形成されている。突起片17は、図示した直線状の連続した複数列の形態に限らず、直線状で断続的に設けた突起であったり、曲線状の突起や離散的に設けた突起であってもよい。この突起シート11の上面には検出装置を構成する感圧シート13が感圧センサを下側にして重ねられ、この感圧シート13の上面に重ねられるマットレス15の上面が就床面15aとなる。

感圧シート13は、図2に示すように、一例として柔軟な不織布から形成された平面視矩形状のシート19と、このシート19の両端側に互いに間隔をあけて、例えばシート19に縫い付けること等により貼着された一对の感圧センサ21、22とを有している。

感圧センサ21、22は、 piezo素子材料を用いた長尺のケーブル状の圧電センサであり、シート19両端側の縁部に沿って直線状に配設された直線部21a、22aと、この直線部21a、22aよりもシート19の内側位置に、直線部に沿って波状に配設された波状部21b、22bとを有している。そして、これらの感圧センサ21、22は、図3に示すように、その波状部21b、22bが下方に敷かれる突起シート11の突起片17に対して平面視で交差されている。

これにより、上記感圧センサ21、22を備えた感圧シート13は、マットレス15の就床面15aに横たわる就床者の体重や体動によって、図4に示すように、マットレス15を介して下方へ押し下げられて感圧センサ21、22の波状部21b、22bの一部が突起シート11の突起片17に押し付けられる。このように、就床者からの荷重が突起片17に交差した感圧センサ21、22に局部的に押し付けられる。従って、感圧センサ21、22の変形量が増加して、就床者の変位が、波の振幅方向（ベッドの幅方向）に対してだけでなく、これに直交

する方向（ベッドの長手方向）に現れても、この変位を確実に検出することができる。

次に、上記感圧センサ 21, 22 の具体的な構成について説明する。

図 5 に示すように、感圧センサ 21, 22 は、軸方向中心にコイル状の中心電極 23 を有し、この中心電極 23 の周囲にピエゾ素子材料 25 を被覆し、さらに、その外周に外側電極 27 を配設したもので、最外周が塩化ビニル樹脂等の外被 29 で覆われている。

この感圧センサ 21, 22 は、使用温度が 120℃まで可能な耐熱性を有する樹脂系材料をピエゾ素子材料 25 に用いており、従来の代表的な高分子ピエゾ素子材料（一軸延伸ポリ弗化ビニリデン）やクロロブレンと圧電セラミック粉末のピエゾ素子材料の最高使用温度である 90℃より高い温度域（120℃以下）で使用できる特性を有している。

そして、ピエゾ素子材料 25 がフレキシブル性を有する樹脂と圧電性セラミックから構成され、また、コイル状金属を中心電極 23 とし、フィルム状のフレキシブル電極を外側電極 27 として用いて構成することにより、通常のビニールコード並のフレキシブル性を有している。

さらに、感圧センサ 21, 22 は、高分子ピエゾ素子材料なみの高感度であり、人体の動作を検出するような低周波数領域（10 Hz 以下）では、高分子ピエゾ素子材料並の高感度を有している。それは本ピエゾ素子材料 25 の比誘電率（約 55）が高分子ピエゾ素子材料（約 10）よりも大きいので、低周波数領域（10 Hz 以下）でも感度の低下が小さいからである。

ピエゾ素子材料 25 は、樹脂系材料と 10 μm 以下の圧電性セラミック粉末の複合体から構成され、振動検出特性はセラミックにより、また、フレキシブル性は樹脂によりそれぞれ実現している。

本ピエゾ素子材料 25 は、樹脂系材料として塩素化ポリエチレンを用いることにより、高耐熱性（120℃）と容易に形成できる柔軟性を実現すると共に、架橋する必要のない簡素な製造工程を可能とするものである。

このようにして得られた感圧センサ 21, 22 は、ピエゾ素子材料 25 を成形したままでは圧電性能を有しないので、ピエゾ素子材料 25 に数 kV/mm の直流

高電圧を印加することにより、piezo素子材料25に圧電性能を付与する処理(分極処理)を行う必要がある。この分極処理は、piezo素子材料25に中心電極23と外側電極27とを形成した後、両電極23, 27に直流高電圧を印加することにより行われる。

piezo素子材料25にクラック等の微少な欠陥が内在する場合、その欠陥部分で放電して両電極間が短絡し易くなるので、十分な分極電圧が印加できなくなるが、この感圧センサ21, 22では、一定長さのpiezo素子材料25に密着できる補助電極を用いた独自の分極工程を確立することにより、欠陥を検出・回避して分極を安定化でき、これにより数10m以上の長尺化も可能になる。

また、感圧センサ21, 22においては、中心電極23にコイル状金属中心電極、外側電極27に、フィルム状電極(アルミニウム-ポリエチレンテレフタレート-アルミニウムの三層ラミネートフィルム)を用い、これにより、piezo素子材料25と各電極23, 27の密着性を確保すると共に、外部リード線の接続が容易にでき、フレキシブルなケーブル状実装構成が可能になる。

中心電極23は、銅-銀合金コイル、外側電極27はアルミニウム-ポリエチレンテレフタレート-アルミニウムからなる三層ラミネートフィルム、piezo素子材料25はポリエチレン系樹脂+圧電性セラミック粉末、外被29は、熱可塑性プラスチックをそれぞれ用い、これにより、比誘電率は55、電荷発生量は10~13C(クーロン)/gf、最高使用温度は120℃となる。

そして、この感圧センサ21, 22では、力の加わった瞬間にのみ信号を出力し、その後、力が加えられ続けていても変動が無い限りもはや信号を出力しない。同じく、力を除去したときもその瞬間にだけ出力するという加速度を検出する特性を備えている。従って、この感圧センサ21, 22は、曲折させて配設しても、曲折させた瞬間には出力が生じるものの、配設完了後は出力がなくなり、その後は、感圧センサ21, 22のどこか一部に力が加わったときに出力が生じることになる。

従って、このコード状圧電センサをベッド下部に波状に曲折敷設しても、曲折した瞬間にはON状態になるものの、敷設完了後は出力は出さなくなる。そして、その後は、コード状圧電センサのどこか一部に力が加わったときにのみ出力を出

すこととなる。

次に、就寝装置の構成及び機能について、より詳細に説明する。

図 6 は就寝装置の検出装置の構成及び機能を示すブロック図である。

感圧シート 1 3 に設けられた一対の感圧センサ 2 1, 2 2 は、一方が第 1 感圧センサ 2 1 とされ、他方が第 2 感圧センサ 2 2 とされている。

そして、第 1 感圧センサ 2 1 は第 1 信号処理部 3 1 に接続され、第 2 感圧センサ 2 2 は第 2 信号処理部 3 3 に接続されている。各信号処理部 3 1, 3 3 では、各感圧センサ 2 1, 2 2 からの出力信号が増幅回路 3 5 にそれぞれ入力される。

第 1 信号処理部 3 1 及び第 2 信号処理部 3 3 は、増幅回路 3 5 の後段にフィルタ 3 7 及び平滑回路 3 9 を有し、第 1 感圧センサ 2 1 及び第 2 感圧センサ 2 2 からの出力信号が増幅回路 3 5 によって増幅され、フィルタ 3 7 によって必要とする周波数成分にろ波され、さらに、平滑回路 3 9 によって信号波形が平滑化される。

そして、第 1 信号処理部 3 1 及び第 2 信号処理部 3 3 は、それぞれ判定手段 4 1 に接続され、判定手段 4 1 に平滑回路 3 9 によって平滑化された電気信号を入力する。

判定手段 4 1 は、第 1 信号処理部 3 1 及び第 2 信号処理部 3 3 からの電気信号に基づいて、マットレス 1 5 の就床面 1 5 a 上に横たわる就床者の位置の片寄りを判定するものである。

さらに、この判定手段 4 1 には報知手段 4 3 が接続されている。この報知手段 4 3 は、例えば、スピーカ等の音声出力手段、又はディスプレイ等の表示手段からなる。判定手段 4 1 は、就床者の位置の片寄りの判定結果に基づいて、報知手段 4 3 に報知信号を出力する。そして、報知手段 4 3 は、判定手段 4 1 から報知信号を受け取ると、音声又は表示、或いはこれらの組み合わせによって警報を発することにより、就床面 1 5 a における就床者の位置が片寄っていることを報知する。

なお、第 1 感圧センサ 2 1 及び第 2 感圧センサ 2 2 は、それぞれ抵抗回路 4 5 を介して電源 4 7 に接続され、予め、電源 4 7 から抵抗回路 4 5 を経て検出のための駆動電圧が印加される。

判定手段 4 1 は、第 1 信号処理部 3 1 及び第 2 信号処理部 3 3 からの電気信号の強度（信号の振幅やピークの積分強度等を用いる）の比率に基づいて、就床者の位置の片寄りを判定する。具体的には、図 7 に示すように、第 1 信号処理部 3 1 及び第 2 信号処理部 3 3 からの電気信号出力 A, B の強度の比率に対する片寄り発生の範囲を定めたテーブルを予め作成しておき、第 1 信号処理部 3 1 及び第 2 信号処理部 3 3 からの出力 A, B を比較して、これら出力 A, B の強度の比率が所定の片寄り状態の範囲内にあるか、或いは片寄りのない状態の範囲内にあるかを判定する。

そして、判定手段 4 1 は、これら第 1 信号処理部 3 1 及び第 2 信号処理部 3 3 からの出力 A, B の強度の比率が、非片寄り状態の範囲から外れて片寄り状態の範囲にある場合に、就床面 1 5 a 上の就床者の位置が片寄っていると判定し、報知手段 4 3 へ報知信号を出力する。

報知手段 4 3 では、報知信号が入力されると、例えば、音声又は表示、或いはこれらの組み合わせによって介護者等の第三者に警報を発し、就床面 1 5 a における就床者の位置が片寄っていることを報知する。

ここで、上記構成の就床者の検出装置を備えたベッドでは、就床者に対する個人差を補正するために、片寄り検出に先立って調整を行うことで、検出精度を大きく向上することができる。具体的な調整作業としては、まず、図 8 (a) に示すように、第 1 感圧センサ 2 1、第 2 感圧センサ 2 2 の間に就床者 H を寝かせた状態で、判定手段 4 1 に設けられた図示しない調整つまみを回し、第 1 信号処理部 3 1 からの出力 A の強度と第 2 信号処理部 3 3 からの出力 B の強度とが略一致するように調整する。

この調整後の状態において、就床面 1 5 a 上の就床者 H が、図 8 (b) 或いは (c) のように、就床面 1 5 a 上で移動すると、第 1 感圧センサ 2 1、第 2 感圧センサ 2 2 に加わる荷重が変化し、その荷重の変化により、突起シート 1 1 の突起片の感圧センサへの押し付け力も大きく変化し、第 1 感圧センサ 2 1、第 2 感圧センサ 2 2 から検出信号が出力される。図 8 (b) の場合では、就床者 H の頭部が第 1 感圧センサ 2 1、足部が第 2 感圧センサ 2 2 に乗っているが、頭部の方が足部より重いため、マットレス 1 5 に頭部が深く沈み込み、頭部による感圧セ

ンサの出力が足部による出力より大きくなり、その結果、出力A、Bの信号強度の差が大きくなる。これにより、就床者の片寄り状態が検出される。ここで、片寄り検出に際しては、就床者Hが片寄り状態となったときの大きな荷重変動により検出することができるが、既に片寄り状態になって静止している状態でも、呼吸や心拍による微弱の体動によって感圧センサ21、22には振動が検出されており、その振動の大小を比較することにより片寄り状態か否かが判別可能となる。

また特に、図8(c)に示すような転落の可能性の高い片寄り状態では、感圧センサ21、22の出力信号の強度差が特に大きくなる。このような出力信号の強度差の大小に応じて、報知レベルをランク分けすることで、緊急に対処の必要のある場合を区別して報知することもできる。

また、このとき、第1、第2感圧センサ21、22の直線部21a、22aでは、就床者Hの体重によりマットレス15が沈んで生じる引張り力が作用し、これによっても検出信号が発生することで、検出感度が一層向上される。

このように、上記した就床者の検出装置及び検出方法によれば、ケーブル状の感圧センサからなる第1感圧センサ21及び第2感圧センサ22を就床面15aの両端側で就床面15aの側辺に沿って配設し、これら第1感圧センサ21及び第2感圧センサ22からの信号の出力を判定手段41が比較して、就床面15a上における就床者の位置の側方への片寄りを判定するものであるもので、その判定結果から就床者の就床状態が把握でき、就床面15aからの転落等を未然に防止することができる。

また、単にケーブル状の感圧センサを就床面15aの両端側に配設しただけであるので、高価な圧電素子からなるセンサをベッドの幅方向と長手方向に間隔をあけて格子状に多数個配列したものと比較して、コストアップを極力抑えることができる。

また、感圧センサ21、22自体が極めて高感度なセンサであるために、この感圧センサ21、22を備えた感圧シート13を、マットレス15の下方に配設しても、十分な検出感度を得ることができ、感圧センサ21、22が寝心地に影響を及ぼすような不具合をなくすことができる。また、就床面15aの直下に感圧センサ21、22を配置した場合でも、就床面15aの中央部には感圧センサ

21, 22が配置されておらず、感圧センサ21, 22自体も柔軟性を有しているため、寝心地の悪化を極力抑えることができる。

しかも、感圧センサ21, 22が設けられた感圧シート13と突起片17が設けられた突起シート11とを互いに重ね合わせるだけで、極めて容易に感圧センサ21, 22の検出感度を向上させることができる。

なお、上記実施形態では、感圧センサ21, 22を配設した感圧シート13に、突起片17を有する突起シート11を積み重ねて感度の向上を図ったが、感度の向上を図る構造としては、次に示す構成としてもよい。

図9に示すものは、例えば不織布等の2枚のシート51, 52に対し、感圧センサ21, 22を一方のシート51に貼着し、線材等からなる突起片53を他方のシート52に形成し、これらのシート51, 52を互いに重ねて感圧シート55を構成したものである。この感圧シート55を用いる場合は、前述の突起シート11が不要となり、構成の簡略化が図られる。そして、この構成によっても、就床者からの荷重を突起片53によって感圧センサ21, 22へ局所的に大きな力として作用させ、感度の向上を図ることができる。なお、感圧センサ21, 22に対する突起片53の位置は、下方もしくは上方のいずれでも良いことは勿論である。

また、上記の感圧センサ21, 22によって就床者の心拍を検出し、この検出結果に基づいて、就床者の健康状態を管理することもできる。

次に、実施態様1の就寝装置の感圧シートの変形例について説明する。

図10は実施態様1の感圧シートの変形例を示す概略平面図である。

この感圧シート61は、就床面15aに横たわる就床者の頭部側となる領域W_aにおいて、感圧センサ21, 22の波状の波の配置間隔が狭められて、配線密度が高められている。また、これとは逆に、就床面15aに横たわる就床者の下肢側となる領域W_cにおいて、感圧センサ21, 22の波状の波の配置間隔が広げられて、配線密度が低くされている（図では就床方向に直線状として配線密度を最低とした例を示す）。

ここで、一般に、就床者が横たわると、図11に示すように、就床面15aには、頭部、背部及び臀部（尻部）で大きな荷重が加わり、下肢部ではあまり大き

な荷重が加わらない。また、特に、就床者の位置の片寄りは、頭部の位置の片寄りが大きく影響する。このため、本実施形態では、感圧センサ 21, 22 を、頭部側にて高密度として微少な移動でも検出できるようにし、比較的動きが激しく誤検出要因にもなり得る下肢側にて低密度としている。

そして、本実施形態に係る就床者の検出装置では、図 12 (a) に示すように、就床面 15 a 上で就床者 H が領域 W a の感圧センサ 21 に僅かに係る程度に斜めになる片寄りを生じた場合にも、就床者 H の頭部の位置の片寄りを高感度に確実に検出することができる。

しかも、感圧センサ 21, 22 を脚部側にて低密度としたので、図 12 (b) に示すように、就床面 15 a 上で就床者 H が脚部を開いて中央に横たわっているような特に片寄りの生じていない場合に、就床者 H の位置が片寄っているとして不必要に警報を発するような不具合をなくすることができる。

また、図 12 (c) に示すように、子供等の軽量で小さな就床者 H の場合には、感圧センサ 21, 22 の検出感度が低くなるが、下肢側の感圧センサ 21, 22 を中央部寄りに配置したことにより、就床者 H 自体の検出が確実になされるようになる。これにより、在床が正確に検出可能となり、片寄りが生じた場合も上記同様に高精度で検出することができる。

ここで、上記各実施形態における感圧センサ 21, 22 は、上述した素材からなる圧電センサであることが特に望ましい。しかし、本発明はこの感圧センサに限らず、例えば対となる電気接点がケーブル内に埋設されて、ケーブルの曲折により接点同士が接触すること圧力を検知する電気接点式ケーブル状センサ等の種々の感圧センサを適用することも可能である。

実施態様 2

以下、本発明の実施態様 2 について図 13～図 27 を参照しながら説明する。

本発明の実施態様 2 を図 13～図 27 に基づき説明する。図 13 は感圧センサを搭載した電動ベッド装置の外観斜視図、図 14 は同装置の感圧センサを背上げ床部および膝上げ床部の表面端部の一部に配設した外観斜視図、図 15 は同装置のベッドと側柵の位置関係を示す概略側面図、図 16 は就床者が感圧センサに接

触した状態を示す概略斜視図である。

図 1 3 に示すように、本実施態様 2 の就寝装置としての電動ベッド装置 8 0 は、ベッドフレーム 8 1 に就床者 8 2 の上半身に対応する部分の床部である背上げ床部 8 3 と、下半身に対応する部分の膝上げ床部 8 4 とを載置した構成としている。ベッドフレーム 8 1 は背上げ床部 8 3 の上端側に立ち上げフレーム 8 1 a と、膝上げ床部 8 4 の下端側に立ち上げフレーム 8 1 b を備えている。そして、就床者 8 2 の上半身および下半身を起こすことができる駆動手段 8 5 を備えている。感圧センサ 8 6 は就床者 8 2 が接触した時の押圧荷重により変形に応じた出力信号を発生するもので、背上げ床部 8 3 および膝上げ床部 8 4 の表面端部の全周囲に背上げ床部 8 3 および膝上げ床部 8 4 の側辺に沿って配設している。この感圧センサ 8 6 からの変形に応じた出力信号に基づき、感圧センサ 8 6 への就床者 8 2 の接触を判定する判定手段 8 7 を備えている。駆動手段 8 5 の昇降駆動動作は、判定手段 8 7 からの判定信号に基づき制御手段（図示せず）により制御される。また、電動ベッド装置 8 0 には、ベッドフレーム 8 1 の幅方向の両側に側柵 8 8 が備えられている。

なお、感圧センサは図 1 4 に示すように、背上げ床部および膝上げ床部の表面端部の一部に配設する構成としてもよく、全周に設ける構成よりも感圧センサの長さを短くできるので実用的である。

図 1 5 は電動ベッド装置におけるベッドと側柵の位置関係を示すもので、ベッドフレーム 8 1 またはベッドとしての背上げ床部 8 3 および膝上げ床部 8 4 の側面 1 0 7 と側柵 8 8 の間には、側柵 8 8 を取り付けるために構造上、少しの距離が必要となる。従って、背上げ床部 8 3 が昇降時に、この隙間に物体が不要に挟まれる場合がある。側柵 8 8 は就床者 8 2 をベッドより落下させることを防ぐものであるが、電動ベッド装置との組み合わせにおいては安全制御が必要となる。

図 1 7 は感圧センサの外観図、図 1 8 は感圧センサを背上げ床部および膝上げ床部にミシン縫製にて固定した状態を示す要部概略図、図 1 9 は感圧センサとしての圧電センサの要部斜視図、図 2 0 は判定手段を備えた感圧センサとしての圧電センサのシステム外観図である。

図 1 7 において、感圧センサ 8 6（8 6 a を含む、以下省略）は、弾性部材か

ら成る変形手段 89 と、非線形撓み部材 90 と、可撓性のケーブル状の圧電センサ 91 を備えている。非線形撓み部材 90 は、例えば、コンベックスメジャーで使用されているような凸型の形状をした帯状の薄型弾性体を用いる。このような帯状の薄型弾性体は、押圧荷重を所定値以上になると、急に凹状に変形し、荷重印加をやめると元の形状に復元する特性を有するものである。

図 18 に示すものは、感圧センサ 86 の取り付けフランジ部 97 をベッドの背上げ床部 83 および膝上げ床部 84 の表面端部にてミシン縫製 96 にて固定一体化したものである。なお、感圧センサ 86 は、ベッドの背上げ床部 83 および膝上げ床部 84 に対して、両面テープまたは接着剤などにて固定一体化する構成としてもよい。

図 19 は、本発明の実施態様 1 の可撓性のケーブル状の圧電センサ 91 の一部を拡大した要部構成図を示すものである。

圧電センサ 91 は信号導出用電極としての中心電極 98、外側電極 99 と、ゴム弾性体に圧電セラミックの焼結粉体を混合した複合圧電材からなる複合圧電体層 100 と、被覆層 101 とを同心円状に積層してケーブル状に成形し分極処理して構成したもので、前述の図 5 に示す構成のものと同様であり、優れた可撓性を有し、弾性変形に応じた出力信号を発生する。圧電セラミックとしては、例えばチタン酸鉛またはチタン酸ジルコン酸鉛等の鉛系圧電体やニオブ酸ナトリウム等の非鉛系圧電体の焼結粉体を用いる。中心電極 98 は通常の金属単線導線を用いてもよいが、ここでは絶縁性高分子繊維の周囲に金属コイルを巻いた電極を用いる。絶縁性高分子繊維と金属コイルとしては、電気毛布において商業的に用いられているポリエステル繊維と銀を 5 wt% 含む銅合金がそれぞれ好ましい。また、外側電極 99 は高分子層の上に金属膜の接着された帯状電極を用い、これを複合圧電体層 100 の周囲に巻きつけた構成としている。そして、高分子層としてはポリエチレン・テレフタレート (PET) を用い、この上にアルミニウム膜を接着した電極は、120℃で高い熱的安定性を有するとともに、商業的にも量産されているので、外側電極 99 として好ましい。

なお、感圧センサ 86 としての圧電センサ 22 は、外部環境の電氣的雑音からシールドするために、外側電極 99 は部分的に重なるようにして複合圧電体層 1

00の周囲に巻きつけることが好ましい。さらに、被覆層101としては、塩化ビニルやポリエチレンを用いればよいが、就床者82が接触したことによる押圧時に圧電センサ91が弾性変形しやすいよう複合圧電体層100よりも柔軟性及び可撓性の良いゴム等の弾性材料を用いてもよい。このようなゴムとして、例えばエチレンプロピレンゴム（EPDM）、クロロプレンゴム（CR）、ブチルゴム（IIR）、シリコンゴム（Si）、熱可塑性エラストマー等を用いれば良い。

図20は、判定手段87を備えた感圧センサ86としての圧電センサ91のシステム外観図を示す。図20において、ケーブル状の圧電センサ91の一方の端部102に断線検出用抵抗体103が内蔵してある断線検出用抵抗体103はケーブル状の圧電センサ91の中心電極98と外側電極99との間に接続されている。断線検出用抵抗体103は焦電効果によって圧電センサ91に発生する電荷を放電する放電部を兼用しており、部品の合理化となっている。就床者82の接触を判定する判定手段87は圧電センサ91と直接接続され、圧電センサ91と判定手段87とは一体化されている。104は電源供給用と検出信号の出力用のケーブル、105はコネクタである。

次に、上記構成による動作・作用を説明する。

図16に示したように、例えば、就床者82が背上げ床部83および膝上げ床部84を昇降動作中に、何らかの事態により仰臥状態から横臥状態に体が動き、背上げ床部83および膝上げ床部84のほぼ中央部から端部にずれてしまった場合、就床者82が感圧センサ86に接触すると、感圧センサ86からの出力信号が判定手段87に伝達され、判定手段87により就床者82の接触が判定されると、制御手段（図示せず）により駆動手段が制御され、背上げ床部83および膝上げ床部84の昇降駆動を即停止する。なお、この際、背上げ床部83および膝上げ床部84を元の位置に戻すように制御してもよく、駆動停止時に万一、挟み込みが起こっても、挟み込みを解除できるのでさらに安全性が向上する。

以上の動作制御は、背上げ床部83および膝上げ床部84を昇降駆動中のみ動作し、背上げ床部83および膝上げ床部84が未駆動時は、感圧センサ86にて就床者82の移動を検出しても前記動作をしないようにしている。

また、背上げ床部83が昇降駆動中に、就床者82の身体の一部が、何らかの

事態により背上げ床部 8 3 の上端より飛び出した場合にも、感圧センサ 8 6 に前記身体の一部が接触すると、感圧センサ 8 6 からの出力信号が判定手段 8 7 に伝達され、判定手段 8 7 により就床者 8 2 の接触が判定されると、背上げ床部 8 3 および膝上げ床部 8 4 の昇降駆動を即停止する。これにより、立ち上げ部フレーム 8 1 a に身体の一部が不要に当たったり、立ち上げ部フレーム 8 1 a に身体の一部が不要に挟まるといったことない。

また、膝上げ床部 8 4 の昇降駆動中に、就床者 8 2 の身体の一部が膝上げ床部 8 4 の下端部より飛び出した場合も、感圧センサ 8 6 に前記身体の一部が接触すると、感圧センサ 8 6 からの出力信号が判定手段 8 7 に伝達され、判定手段 8 7 により就床者 8 2 の接触が判定されると、膝上げ床部 8 4 の昇降駆動を即停止する。これにより、立ち上げ部フレーム 8 1 b に身体の一部が不要に当たったり、立ち上げ部フレーム 8 1 b に身体の一部が不要に挟まるといったことない。

図 2 1 は就床者 8 2 の接触により感圧センサ 8 6 に荷重 W が印加された場合の感圧センサ 8 6 の変形の様子を示した外観図、図 2 2 は荷重 W 、感圧センサ 8 6 の変位 L (図 2 1 参照)、圧電センサ 9 1 の出力信号 D 、判定手段の判定出力 J を示す特性図である。図 2 2 において、縦軸は上から順に W 、 L 、 D 、 J 、横軸は時刻 t である。

図 2 1 および図 2 2 において、就床者 8 2 の接触により感圧センサ 8 6 に荷重 W が印加されていき、時刻 t_1 で W が W_1 より大となると非線形撓み部材 9 0 が凹状に変形し L が非線形に急激に上昇する。この時の状態が図 2 1 に示す状態である。この際、圧電センサ 9 1 も大きな変形を受けるので、 D には大きな信号力が現れる。そして、判定手段 8 7 は、 D が D_1 より大ならば就床者 8 2 の接触有りと判定して時刻 t_2 で J を H_i とし、保持する。次に、 W を減らして行き時刻 t_3 で W が W_1 より小となると、今度は非線形撓み部材 9 0 が凸状に変形し元の形状に戻るため、 L が非線形に急激に低下する。この際、圧電センサ 9 1 も上記とは反対方向の大きな変形を受けるので、 D には上記と極性が反対の大きな信号力が現れる。そして、判定手段 8 7 は、 D が D_2 より小ならば就床者 8 2 の接触がなくなった判定して時刻 t_4 で J を L_o とするものである。

図 2 3 は、上記の判定手順を示したフローチャートである。まず、スタートす

るとステップST1で初期値として、就床者82の接触なしとしてJをLoとする。次にステップST2でDが D_1 より大ならばステップST3で就床者82の接触ありと判定してJをHiとする。Dが D_1 以下ならばステップST2でDが D_1 より大となるのを待つ。次に、ステップST4でDが D_2 より小ならばステップST1に戻り就床者12の接触がなくなった判定してJをLoとする。Dが D_2 以上ならばステップST4でDが D_2 より小となるのを待つものとなる。

ここで、本実施態様の感圧センサとして非線形撓み部材と可撓性を有した圧電センサとの組み合わせを用いた理由は以下の通りである。

(1) 荷重を検出するタイプの感圧センサとして、通常用いられる電極接触式のテープ状の感圧スイッチや荷重により抵抗値が変化する感圧抵抗変化式の感圧センサをベッドのマットレス周囲に配設した場合、背上げ床部や膝上げ床部の昇降駆動を行うとマットレスが屈曲する部分で感圧センサが屈曲による応力のため誤検出してしまう。

(2) 上記課題を解決するために、屈曲部分を避けて上記感圧センサを分割して配設した場合、物体が感圧センサに接触してもマットレスの柔らかさのためマットレスが押圧を緩衝してしまい、接触を検出できない場合があり、特に、床ずれ防止用として体圧分散の優れた低反発性ウレタンフォームのマットレスを使用したベッドではこのような不検出が起こりやすい。

一方、本実施態様の感圧センサは可撓性を有した圧電センサを使用しており、変形の加速度に応じた出力信号を発生するが、背上げ床部や膝上げ床部の昇降駆動による動作は安全のため速度が遅く、上記のようなマットレスの屈曲部分で生じる感圧センサの変形の加速度も小さいため、昇降駆動による圧電センサからの出力信号は小さく抑えられるので、判定手段で接触判定のための閾値を適切に選択することにより誤判定は回避可能である。

また、非線形撓み部材を併用しているので、マットレスが柔らかかったり、接触速度がゆっくりしていても物体の接触によりある一定値以上の荷重が印加すると非線形撓み部材が急に変形し、非線形撓み部材の変位により圧電センサも急な変形を受けるので、物体の接触を検出するのに十分な大きさの出力信号が感圧センサから得ることができる。

以上のように、本実施態様では、背上げ床部と膝上げ床部の少なくとも一方の表面端部の全周囲または一部に配設された感圧センサと、前記感圧センサからの出力信号に基づき前記感圧センサへの就床者の接触を判定する判定手段と、前記判定手段からの判定信号により前記背上げ床部と前記膝上げ床部の昇降駆動を行う駆動手段を制御するものである。これにより、背上げ床部や膝上げ床部を昇降中に、前記感圧センサへの就床者の接触を判定すると前記背上げ床部や前記膝上げ床部の昇降駆動を停止したり駆動方向を反転する等の制御が可能となるので、ベッドの昇降の際の不要な挟み込みを防止することができる。

また、感圧センサを荷重に対する変位量が非線型な非線形撓み部材と、前記非線形撓み部材の変位により変形する可撓性を有した圧電センサにて形成することにより、就床者の感圧センサへの接触の感度を高めることができる。これは、就床者による感圧センサへの押圧荷重が所定値以上となると、非線形撓み部材が急に変形し、非線形撓み部材の変位により圧電センサも急な変形を受けるので、就床者の動きによる接触を検出するのに十分な大きさの出力信号が感圧センサから得ることができる。

また、非線形撓み部材が帯状に成形され凸部を有する薄型弾性体からなるもので、シンプルで実用性が高い。

また、非線形撓み部材と圧電センサが荷重により変形可能な変形手段に配設されたもので、荷重が印加された場合に非線形撓み部材と圧電センサがさらに変形しやすくなるので、感圧センサの感度をさらに向上させることができる。

また、制御手段が、駆動手段が昇降駆動を行っている場合は判定手段からの判定信号を有効とし、駆動手段が昇降駆動を行っていない場合は判定手段からの判定信号を無効とするものである。これにより、例えば背上げ床部が静止中に就床者や第3者が感圧センサに接触しても背上げ床部が不要に昇降駆動することがなく、背上げ床部が昇降駆動中のみ感圧センサへの接触の判定信号を有効としているので、誤動作のない安心感のある電動ベッド装置を提供することができる。

なお、本実施態様では、背上げ床部83および膝上げ床部84が昇降駆動する電動ベッド装置について述べてきたが、背上げ床部83のみ昇降駆動する電動ベッド装置に、前述の感圧センサ86、86aと同構成のものを適用してもよい。

この構成での感圧センサの配設構成を図 2 4 に基づき説明する。図 2 4 (a) は感圧センサ 8 6 b を背上げ床部 8 3 の上端部および幅方向の両端部にて、側辺に沿って表面にコの字状に配設するものである。図 2 4 (b) は感圧センサ 8 6 c を背上げ床部 8 3 の幅方向の両端部にて側辺に沿って表面に、それぞれに感圧センサを配設するものである。そして、感圧センサ 8 6 b、8 6 c からの出力信号に基づき、感圧センサ 8 6 b、8 6 c への就床者 8 2 の接触を判定する判定手段 8 7 を備え、判定手段 8 7 の判定結果により、背上げ床部 8 3 の昇降駆動を停止するまたは元の位置に戻すように制御することにより、不要な挟み込みを防止できる電動ベッド装置を提供できる。

また、マットレスの両サイドに圧電センサからなる感圧センサを配設し、マットレス上の就床者の就寝位置の片寄りを感圧センサにより検出して、片寄りがあると判定した場合は、昇降駆動を行わないようにして、挟み込みを未然に防止する構成としてもよい。この場合、片寄りの判定方法としては、例えば、各々の圧電センサにより就床者の心拍や呼吸に基づく微小体動を検出し、双方の微小体動に基づく出力信号の比がある設定値以上ならば片寄り有りとして判定する。すなわち、微小体動による圧電センサの出力信号を用い、いずれか一方の圧電センサの出力信号の振幅が他方の圧電センサの出力信号の振幅よりも予め設定した設定倍率だけ大きいと片寄り有りとして判定する。片寄り有りとして判定された場合は、片寄りがあるので不安全である旨の警告を発生してベッドの中央に戻るよう促すメッセージを報知したり、ナースコールや通信手段により介護者に片寄りが有る旨を伝達する構成としてもよい。また、この構成と実施態様 2 の構成を併用すれば、挟み込み防止をさらに効果的に防止することができる。

なお、通常のウレタンフォームのマットレスにより就床者の心拍や呼吸に基づく微小体動を検出可能だが、特に低反発性ウレタンフォームを使用するとさらに感度よく心拍や呼吸に基づく微小体動を検出できる。この様子を図 2 5 に基づき説明する。図 2 5 (a) は通常のウレタンフォームを使用して就寝している場合の断面図、図 2 5 (b) は低反発性ウレタンフォームを使用して就寝している場合の断面図を示すものである。

通常のウレタンフォームと低反発性ウレタンフォームとの物性値の顕著な違い

は反発弾性値が、前者が35%程度に対して後者は5%程度である。つまり、通常のウレタンフォームは反発性が強いものである。これらのことを、出願人らの実験的な検証結果に基づいて述べると、通常のウレタンフォーム109の場合は、図25(a)に示すように、就床者82の背面側で凸部となっている部分、すなわち頭部P1と肩甲骨部P2と臀部P3および足の踵P4の部分が、特に、ベッドの背上げ床部83および膝上げ床部84に強くあたるために深く沈む。

これに対して、低反発性ウレタンフォーム108の場合は、図25(b)に示すように、ベッドの背上げ床部83および膝上げ床部84に対して、就床者82の背面側が頭より首、肩、背、腰、臀部、太股、ふくらはぎ、足の踵などの部位がほぼ均一に沈む。

このような特性の違いにより、通常のウレタンフォーム109の場合は身体とマットレスが部分的にしか接触していないため、心拍や呼吸に基づく微小体動がマットレスに伝播しにくく、結果的に微小体動が圧電センサへ伝わりにくいので微小振動による圧電センサの変形も小さい。一方、低反発性ウレタンフォーム108の場合は、全身がマットレスに均一に接触しているため、心拍や呼吸に基づく微小体動がマットレスに伝播し易く、結果的に微小体動が圧電センサへ伝わり易いので微小振動による圧電センサの変形がより大きくなる。このように、低反発性ウレタンフォームを使用すると通常のウレタンフォームを使用するよりも感度よく心拍や呼吸に基づく微小体動を検出できる。

次に、実施態様2の変形例について説明する、これは感圧センサの他の構成を示すもので、図26(a)はケーブル状圧電センサと非線形撓み部材との間に距離をおいた構成の感圧センサの断面図、図26(b)は中空部を設けた構成の感圧センサの断面図、図26(c)は可撓性のあるシート状の圧電センサを使用した場合の感圧センサの断面図である。図に基づいて説明する。

図26(a)はケーブル状圧電センサ91と非線形撓み部材90との間に距離をおいた構成の感圧センサ110で、感圧センサ110に就床者82が接触し荷重が印加された場合に、先ず、ケーブル状圧電センサ91が変形し、その後、ケーブル状圧電センサ91と非線形撓み部材90との間の弾性部材が十分圧縮された後に非線形撓み部材90が変形する。従って、就床者82が接触し始めてケー

ブル状圧電センサ 91 が変形すれば非線形撓み部材 90 が変形する以前に、就床者 82 の接触を判定することが出来るものとなる。

図 25 (b) は図 25 (a) の構成に、さらに中空部 111 を設けた構成の感圧センサ 112 で、就床者 82 の接触の際、ケーブル状圧電センサ 91 がより変形し易くなるので、出力信号がより大きくなり接触判定がし易くなる。

図 26 (c) は圧電センサとして可撓性のあるシート状の圧電センサ 113 を使用した場合の感圧センサ 114 の断面図で、シート状の圧電センサ 113 を使用しているため実施態様 1 と異なり面状であり感圧センサ 114 の実用性が高い。

なお、以上の実施態様において、感圧センサ 86 は背上げ床部 83 および膝上げ床部 84 の表面に配設する構成にて述べているが、他の構成としては、例えば図 27 (a) に示すように、感圧センサ 86 を背上げ床部 83 および膝上げ床部 84 の裏面に配設して、背上げ床部 83 および膝上げ床部 84 の下降駆動時に背上げ床部 83 や膝上げ床部 84 の裏面への物体の接触を検出して下降駆動を停止または反転させたり、下降駆動時背上げ床部 83 や膝上げ床部 84 と電動ベッド装置のヘッドボードやフットボードとの間への挟み込みを防止する構成としてもよい。

また、図 27 (b) に示すように、感圧センサ 86 を背上げ床部 83 および膝上げ床部 84 の側面に配設してもよく、側面と側柵 88 との間への物体の不要な挟み込みを防止できる。

また、背上げ床部 83 および膝上げ床部 84 の表面と側面にまたがる形態に配設してもよく、背上げ床部 83 および膝上げ床部 84 の表面、側面、裏面の全ての面と側柵 88 との間への物体の不要な挟み込みを防止できる。

また、背上げ床部 83 および膝上げ床部 84 がマットレスを備えた場合、図 27 (c) に示すように、感圧センサ 86 をマットレスの側面に蛇行させて配設してもよい。この場合、感圧センサ 86 としては非線形撓み部材のない圧電センサのみを用いればよく、蛇行による屈曲部位が多数あるため、物体の直接的・間接的な接触による変形時に変形部分の曲率が大きくなり、変形の加速度も大きくなるので感度が向上し、物体の接触を検出し易くなる。また、マットレスの側面に感圧センサを配設するので、就床状態で就床者に違和感を感じさせることもない。

実施態様 3

以下、本発明の実施態様 3 に係る就寝装置として心拍検知可能なベッド等について図面を参照して詳細に説明する。

図 28 は本発明の実施態様 3 に係る就寝装置の分解斜視図である。

図 29 は同装置のコード状圧電センサの取付け斜視図である。

図 30 は同装置のコード状圧電センサの構成図である。

まず、ここで使用するコード状圧電センサについて簡単に説明しておく。

コード状圧電センサは、本出願人によって実用的に開発されたピエゾ素子材料を用いたケーブル状のセンサで、その構成を図 30 に示す。

図 30 において、126 がコード状圧電センサで、これは、軸方向中心に芯線（中心電極）139 と、この中心電極 139 の周囲にピエゾ素子材料 140 を被覆し、さらにピエゾ素子材料 140 の周囲に外側電極 141 を配設し、最外周を PVC（塩化ビニル樹脂）142 で被覆して成るものである。この圧電センサは、前述した図 5 と同様であるので、詳細な説明はここでは省略する。

図 31 はこのコード状圧電センサ 126 に加わる荷重とセンサ出力特性を示す線図である。出願人がコード状圧電センサ 126 の荷重とセンサ出力の関係を実験した結果、コード状圧電センサ 126 に (a) のような曲げ荷重を加えたとき、センサ出力が (b) のような現象になる。

(1) すなわち、時刻 t_0 ではコード状圧電センサ 126 に荷重が加わっていないときは、センサ出力は 2 (V) を示している。

(2) 時刻 t_1 でコード状圧電センサ 126 に一定方向に曲げ荷重を加えると、加わった瞬間からセンサ出力は 4 (V) に増加したあと直ぐに反転して 0 (V) になり、その後再び 2 (V) に戻る。

(3) そのあと、曲げたままにしているときもセンサ出力は 2 (V) を示したままである。

(4) 時刻 t_3 でコード状圧電センサ 126 を元の状態に戻すと、その瞬間からセンサ出力は 0.8 (V) に減少したあと、直ぐに反転して 2.2 (V) になり、その後再び 2 (V) に戻る。

このように、このコード状圧電センサは加速度に反応した出力を生じるため、力の加わった瞬間にのみ信号が出力され、その後、力が加えられつづけていても変動が無い限り、すなわち加速度がないともはや出力は出さない。同じく、力を除去したときもその瞬間にだけ出力が出るという特性を備えている。従って、このコード状圧電センサをベッド下部に波状に曲折敷設しても、曲折した瞬間にはON状態になるものの、敷設完了後は出力は出さなくなる。そして、その後は、コード状圧電センサのどこか一部に力が加わったときにのみ出力を出すこととなる。

図35(a)は、(b)、(c)の従来装置の欠点をカバーするものとして本出願人がさらに考えた実験例である。

図35(a)では、164は低反発性ウレタン層から成るベッド、126はその下方に敷設されたコード状圧電センサ、Pはベッドに横臥している人である。

これによれば、コード状圧電センサ126がベッドに横臥している人Pから遠く離れているにもかかわらず、心拍振動を確実に検出することができた。

その理由は、低反発性ウレタン層121を用いているために人体の背面側が頭から首、肩、背、腰、臀部、太股、ふくらはぎ、踵のすべての部位が均一に沈むので、図のように心拍振動が全体からコード状圧電センサに伝わるようになるためではないかと判断している。

図28は、図35の実験結果を基に考出した実施態様3に係るベッドの分解斜視図である。

図において、120は本発明に係るベッドパッドで、低反発性ウレタン層121とその下の通常のウレタン層122とから構成されている。低反発性ウレタン層121の厚みはベッドパッド120の全体の厚みの1/2以下としてある。

123はコード状圧電センサ敷設シートで、敷布のような布製シート124とこの上に波形状に蛇行配置されたコード状圧電センサ126とから構成されている。

127は凹凸プラスチック板で、プラスチック板128の表面に窪み129を多数設けることで、凹凸が形成してある。これの作用効果については後述する。

130は大きなシート131を2枚折りにして3辺をファスナー132で開閉

可能にできているカバー袋である。ファスナー132を開いて、ベッドパッド120、コード状圧電センサ敷設シート123、凹凸プラスチック板127の順で上から積み重ねた状態でこのカバー袋130の中に収納し、ファスナー132を閉めればベッドのクッション部が出来上がる。

134はベッドフレームで、額縁状枠135の中に支持板136、137を取り付け、支持板（可動板）136はモータ138の作動で、図のように傾斜するようになっている。この支持板136と137の上に、上記カバー袋130を載置することによって、ベッドが完成する。

ベッドパッド120を構成する「低反発性ウレタン」と「通常のウレタン」について、ここで説明をする。

「低反発性ウレタン」は、ウレタンフォームの組成、すなわち、ポリイソシアネートの種類やポリオール官能基数および水酸基価などを選択して、そのウレタンフォームが使用される温度（通常は室温）においてガラス転移が起こるように処方され、このガラス転移現象によって低反発性が付与されるようにして成るものである。

これに対して、「通常のウレタン」はウレタンフォームが使用される温度（室温）においてガラス転移が起こらないように処方され、したがって反発性の強いものとなっている。

両者の物性値は、つぎのようになっている。

通常のウレタンフォームは硬さに応じて三種類に分かれる。ソフトタイプとミディアムタイプとハードタイプである。

1) ソフトタイプのウレタンフォームは、密度 $20 \pm 2 \text{ kg/m}^3$ 、硬度 6 ± 1.5 、引裂強度 0.2 kg/cm 以上、引張強度 0.6 kg/cm^2 以上、伸長率150%以上、反発弾性35%以上、残留歪6%以下である。

2) ミディアムタイプのウレタンフォームは、密度 $20 \pm 2 \text{ kg/m}^3$ 、硬度 11 ± 1.5 、引裂強度 0.2 kg/cm 以上、引張強度 0.7 kg/cm^2 以上、伸長率120%以上、反発弾性35%以上、残留歪6%以下である。

3) ハードタイプのウレタンフォームは、密度 $21 \pm 2 \text{ kg/m}^3$ 、硬度 15 ± 2.0 、引裂強度 0.2 kg/cm 以上、引張強度 0.7 kg/cm^2 以上、

伸長率120%以上、反発弾性35%以上、残留歪6%以下である。

また、低反発性のウレタンフォームは、密度 $65 \pm 10 \text{ kg/m}^3$ 、硬度 5.5 ± 2.0 、引裂強度 0.2 kg/cm 以上、引張強度 0.5 kg/cm^2 以上、伸長率150%以上、反発弾性5%以下、残留歪3%以下である。

なお、上記の密度および硬度はJIS-K6401により、引裂強度、引張強度および伸長率はJIS-K6301により、反発弾性および残留歪はJIS-K6401により測定したものである。

また、ベッドパッドは低反発性ウレタン層のみの構成としても良いが、図28のようにベッドパッド120を低反発性ウレタン層121と通常のウレタン層122との2層構成としたのは、低反発性ウレタン層だけで所定の厚みを構成すると高価となり、かつ沈みすぎて良くないからである。

そしてこの場合、所定の厚みの1/2弱を低反発性ウレタン層で構成し、この低反発性ウレタン層の下に通常のクッション材であるウレタン層を残りの厚みにして貼り付けたものを用いるのが良いことが判明した。

図29は、コード状圧電センサ敷設シート123の検出感度を上げるために、(a)は凹凸板に、(b)は平板にコード状圧電センサ敷設シート123がそれぞれ敷設された概念斜視図を示している。

図29(b)のような平板143の上にコード状圧電センサ126が設けられた場合、コード状圧電センサ126のうち図のハッチング部分Hが上から押圧されると、吹き出し図で拡大して示すように、押圧されたコード状圧電センサ部分が押圧される前の状態(点線)から下方向に加圧されるのでその変化のみが信号となって現れる。

これに対して、図29(a)のような窪み129の設けられた凹凸プラスチック板127の上にコード状圧電センサ126が設けられた場合、コード状圧電センサ126のうち図のハッチング部分Hが上から押圧されると、吹き出し図で拡大して示すように、押圧されたコード状圧電センサ部分が押圧される前との上下方向変化が信号となって現れる他に、窪み129の上にある押圧されたコード状圧電センサ部分では、窪み129の縁で大きく曲げ変形が生じるので曲げ変形による信号も発生する。そして、上下方向変化によって生じる信号よりもむしろ曲

げ変形によって生じる信号の方がはるかに大きな信号が得られることとなる。

従って、コード状圧電センサ 1 2 6 の下には凹凸プラスチック板 1 2 7 を設けておくのが好ましい。なお、ベッドパッドとして、低反発性ウレタン層の上下に通常のウレタン製クッション層が敷設されたサンドイッチ形のベッドパッドの下面に圧電センサを敷設する構成としてもよい。

本実施態様のコード状感圧センサの出力信号に基づき、公知の信号処理を行ってベッドパッド上の人の心拍や呼吸を検出することができる。図 3 2 は、心拍や呼吸を検出するための検出ユニット 1 4 5 のブロック図 (a) と、心拍、呼吸および寝返り等の体動によるコード状感圧センサの検知信号からそれぞれのパルス化原理を説明する図 (b) である。

図 3 2 (a) において、1 4 5 は心拍や呼吸、寝返り等の検出ユニット、1 4 6 はコード状感圧センサ (コード状圧電センサ)、1 4 7 はフィルタ回路、1 4 8 は増幅回路、1 4 9 は計数回路、1 5 0 は表示部である。

図 3 2 (a) に示したように、コード状感圧センサ (コード状圧電センサ) 1 4 6 が寝具上の人体の心拍、呼吸および寝返り等の体動により変形を受けると、コード状感圧センサ 1 4 6 から圧電効果による電圧が図 (b) の (A) のような波形で発生する。すなわち、入床・寝返り・離床の場合は検出電圧の振幅が大きく、呼吸と心拍はそれよりかなり小さいが周期的でありしかも両者の周波数が異なる。このことに着目して、発生した電圧出力のうち心拍活動、呼吸活動および寝返り等の体動の少なくとも 1 つに対応した所定の周波数成分のみをフィルタ回路 1 4 7 が通過し、増幅回路 1 4 8 が増幅する。さらに、増幅回路の出力信号が予め定められた閾値以上になる回数を計数回路 1 4 9 が計数することによって心拍数は図の (1) のように、呼吸数は図の (2) のように、そして寝返り等の体動は図の (3) のようにしてそれぞれパルス化され、その回数が計算され、計数値が表示部 1 5 0 に表示される。

ここで、心拍数を計数する場合はフィルタ回路 1 4 7 の帯域設定を約 0.7 ～ 約 2 Hz、呼吸数を計数する場合は約 0.1 ～ 約 0.5 Hz、寝返り等の体動を計数する場合は約 1 ～ 約 10 Hz とする。心拍数を計数する場合に体動が生じると心拍より体動の方が出力信号レベルが大きいため、出力信号が乱れて誤動作に

つながる可能性があるが、心拍数を計数する場合に上限値と下限値を設けて、その範囲内に出力信号がある場合に心拍数に対応する所定の閾値を超えた回数の計数を行えばよい。呼吸数および体動回数を計数する場合も同様な手順で行なう。

なお、上記では予め定められた閾値以上になる回数を計数することにより心拍数や呼吸数を計数したが、公知の他の方法、例えば、コード状感圧センサ 146 の出力信号をマイコンでAD変換してデジタルデータとし、前記デジタルデータの時系列データから自己相関係数を演算して心拍数や呼吸数を演算する方法を用いてもよい。

また、コード状感圧センサとして、コード状の圧電センサを用いたが、同軸状の静電容量センサやケーブル状の感圧抵抗型センサ等、振動検知可能な他のセンサを用いてもよい。また、ベッドパッドの下面に敷設して人体の心拍や呼吸による振動検知が可能であれば、ケーブル状のみならず、帯状やシート状の感圧センサを用いてもよい。

<産業上の利用可能性>

本発明に係る就寝装置及び在床状態検出方法によれば、ケーブル状の感圧センサからなる第1検出手段及び第2検出手段を就床面の両端側で就床方向に沿って配設し、これら第1検出手段及び第2検出手段からの信号の出力を判定手段が比較して就床面上における就床者の位置の側方への片寄りを判定するものであるもので、その判定結果から就床者の就床面からの転落を未然に防止することができる。

また、単にケーブル状の感圧センサを就床面の両端側に配設したものであるもので、高価な圧電素子からなるセンサを就床面に格子状に複数配設したものと比較して、コストアップを極力抑えることができ、また、寝心地の悪化も極力抑えることができる。

また、背上げ床部と膝上げ床部の少なくとも一方の表面端部の全周囲または一部に配設された感圧センサと、感圧センサからの出力信号に基づき感圧センサへの就床者の接触を判定する判定手段と、判定手段からの判定信号により背上げ床部と膝上げ床部の昇降駆動を行う駆動手段を制御するものである。これにより、背上げ床部や膝上げ床部を昇降中に、感圧センサへの就床者の接触を判定すると

背上げ床部や前記膝上げ床部の昇降駆動を停止したり駆動方向を反転する等の制御が可能となるので、ベッドの昇降の際の不要な挟み込みを防止することができる。

また、低反発性ウレタン層と、該低反発性ウレタン層の下面に敷設された圧電センサとから構成したり、又は、低反発性ウレタン層と、その下面に敷設された通常のウレタン製クッション層と、該クッション層の下面に敷設された圧電センサとから構成したので、心拍振動を確実に検出ができると共に、寝心地も良いベッドパッドが得られる。

さらに、表面に凹凸の形成された剛性板を追加すると、心拍振動をさらに確実に検出ができるようになり、このようなベッドパッドを用いてベッドを形成することで、寝心地の良いベッドが得られる。

請 求 の 範 囲

1. 就床面上における就床者の位置の片寄りを検出する就寝装置であって、前記就床面の幅方向両端側で、それぞれ該就床面の側辺に沿って個別に配設され、就床者の移動による加速度成分を検出して信号を出力するケーブル状の第1感圧センサ及び第2感圧センサと、

これら第1感圧センサ及び第2感圧センサからの出力信号を比較して、就床者の前記就床面側方への片寄り状態を判定する判定手段とを備えたことを特徴とする就寝装置。

2. 前記第1感圧センサ及び第2感圧センサが、前記就床者の頭部側の配線密度を他の領域より高く設定していることを特徴とする請求の範囲第1項記載の就寝装置。

3. 前記第1感圧センサ及び第2感圧センサが、前記就床者の下肢側における配線密度を他の領域より低く設定していることを特徴とする請求の範囲第1項又は第2項記載の就寝装置。

4. 前記第1感圧センサ及び第2感圧センサが、それぞれ前記就床面上で波状に配線され、該波状の波の配置間隔により前記配線密度を変更していることを特徴とする請求の範囲第2項又は第3項記載の就寝装置。

5. 前記感圧センサの上側又は下側に突起片が配設され、該突起片が前記感圧センサの複数箇所重なっていることを特徴とする請求の範囲第1項～第4項のいずれか1項記載の就寝装置。

6. 前記感圧センサ及び前記突起片は、それぞれシートに貼着されてなり、これら感圧センサ及び突起片の貼着された感圧シート及び突起シートが互いに重ね合わされていることを特徴とする請求の範囲第5項記載の就寝装置。

7. 前記判定手段が、前記就床者の就床面上における位置に片寄りが生じたことを判定した場合に報知信号を出力すると共に、

該判定手段が出力する報知信号を受けて、片寄りが生じたことを報知する報知手段を備えたことを特徴とする請求の範囲第1項～第6項のいずれか1項に就寝装置。

8. 就床面上における就寝者の位置の片寄りを検出する就寝装置の在床状態検出方法であって、

前記就床面の幅方向両端側で、それぞれ該就床面の側辺に沿って個別に配設され、就床者の移動による加速度成分を検出して信号を出力するケーブル状の第1感圧センサ及び第2感圧センサからの出力信号の強度の比率を求め、この比率が予め定めた所定の範囲になったときに、就床面上における就床者の位置に片寄りが生じたと判定することを特徴とする就寝装置の在床状態検出方法。

9. 背上げ床部と膝上げ床部の少なくとも一方と、前記背上げ床部と前記膝上げ床部の少なくとも一方の昇降駆動を行う駆動手段とを備え、側柵を装着可能な就寝装置において、前記背上げ床部と前記膝上げ床部の少なくとも一方の表面端部の全周囲または一部に配設された感圧センサと、前記感圧センサからの出力信号に基づき前記感圧センサへの就床者の接触を判定する判定手段と、前記判定手段からの判定信号により前記駆動手段を制御する制御手段とを備えた就寝装置。

10. 感圧センサは、荷重に対する変位量が非線型な非線形たわみ部材と、前記非線形たわみ部材の変位により変形する可撓性を有した圧電センサにて形成する請求の範囲第9項記載の就寝装置。

11. 非線形撓み部材は帯状に成形され凸部を有する薄型弾性体からなる請求の範囲第10項記載の就寝装置。

1 2. 非線形撓み部材と圧電センサは荷重により変形可能な変形手段に配設された請求の範囲第 1 0 項又は第 1 1 項記載の就寝装置。

1 3. 変形手段は非線形撓み部材と圧電センサの少なくとも一つが容易に変形するよう形成された中空部を有した請求の範囲第 1 2 項記載の就寝装置。

1 4. 判定手段は、圧電センサの出力信号に基づき感圧センサに就床者が接触し続けているか否かを判定する請求の範囲第 9 項～第 1 3 項のいずれか 1 項に記載の就寝装置。

1 5. 制御手段は、駆動手段が昇降駆動を行っている場合は判定手段からの判定信号を有効とし、駆動手段が昇降駆動を行っていない場合は判定手段からの判定信号を無効とする請求の範囲第 9 項～第 1 4 項のいずれか 1 項に記載の就寝装置。

1 6. 低反発性ウレタン層と、該低反発性ウレタン層の下面に敷設された感圧センサとから成ることを特徴とする就寝装置。

1 7. 低反発性ウレタン層と、該低反発性ウレタン層の下面に敷設された通常のウレタン製クッション層と、該クッション層の下面に敷設された感圧センサとから成ることを特徴とする就寝装置。

1 8. 前記感圧センサは可撓性を有したコード状の圧電センサから成ることを特徴とする請求の範囲第 1 6 項又は第 1 7 項記載の就寝装置。

1 9. 表面に凹凸の形成された剛性板と、該剛性板の上に載置された請求の範囲第 1 6 項～第 1 8 項のいずれか 1 項記載のベッドパッドから成ることを特徴とする就寝装置。

20. ベッドフレームと、該ベッドフレームの上に傾斜可能に取り付けられた可動板と、該可動板の上に載置された請求の範囲第19項記載のベッド要素とから成ることを特徴とする就寝装置。

図 1

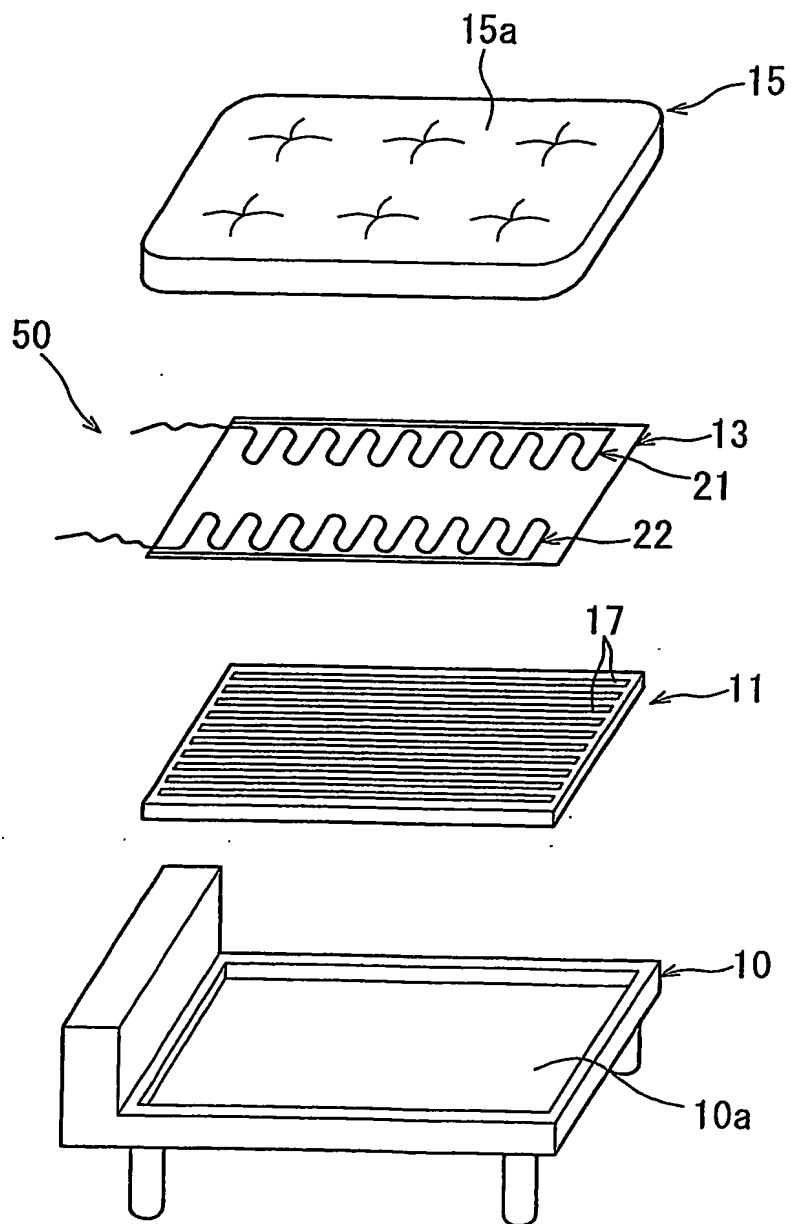


図 2

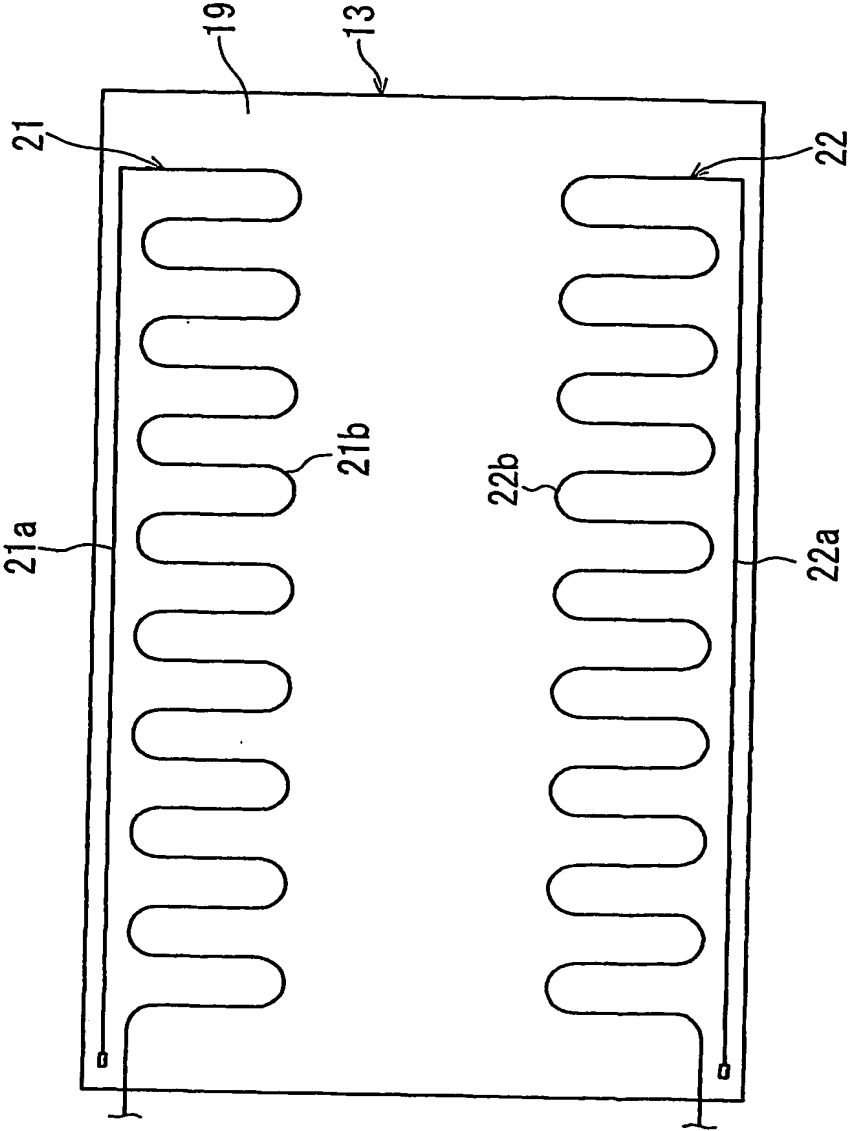


図 3

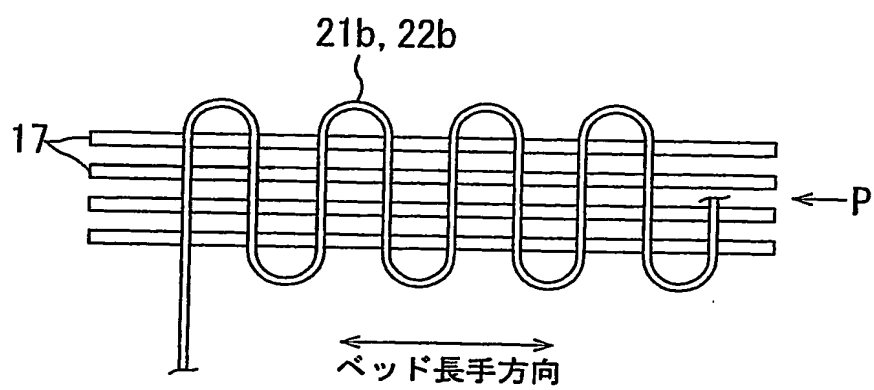


図 4

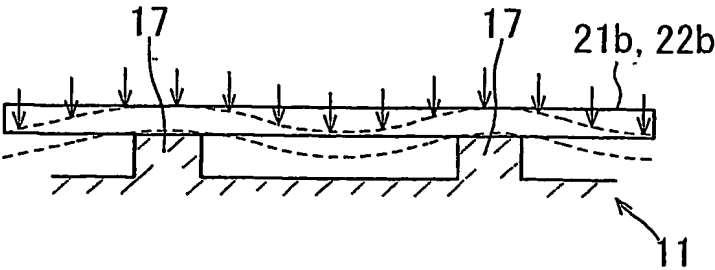


図 5

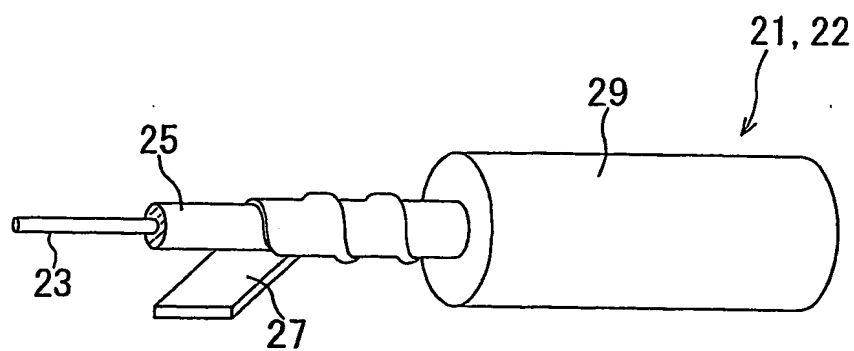
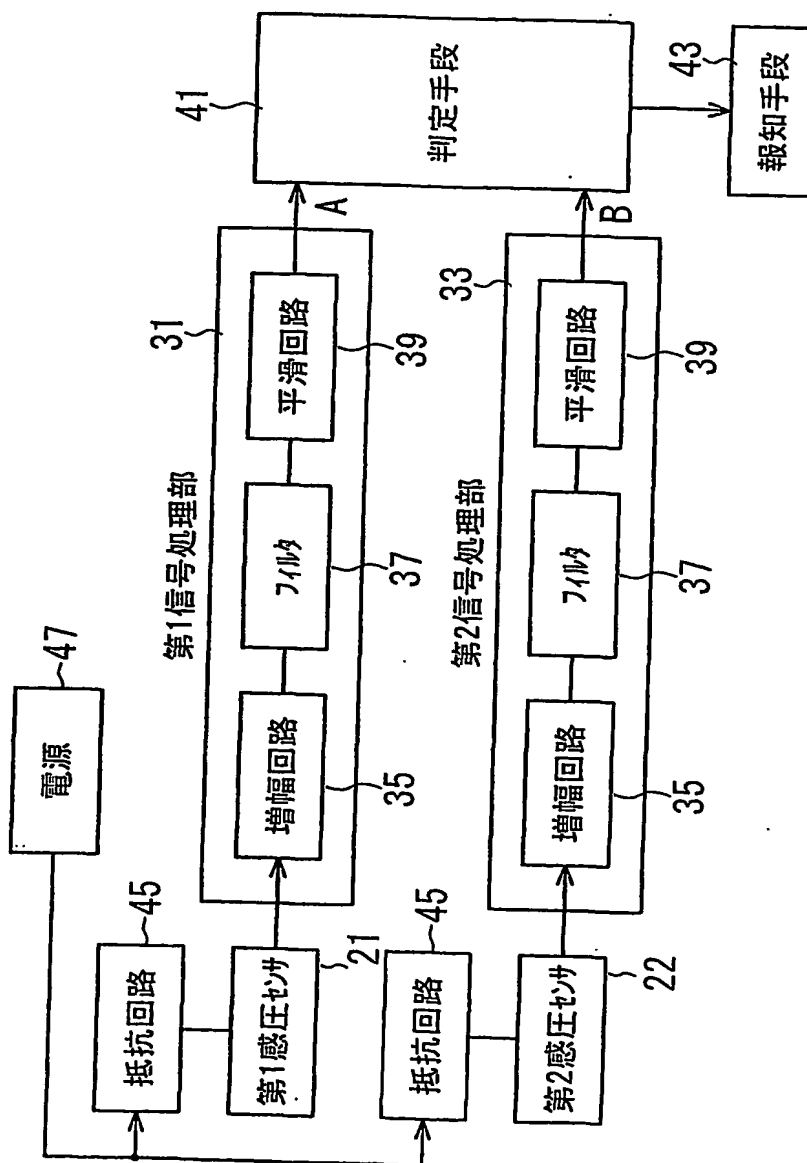


図 6



7 / 31

図 7

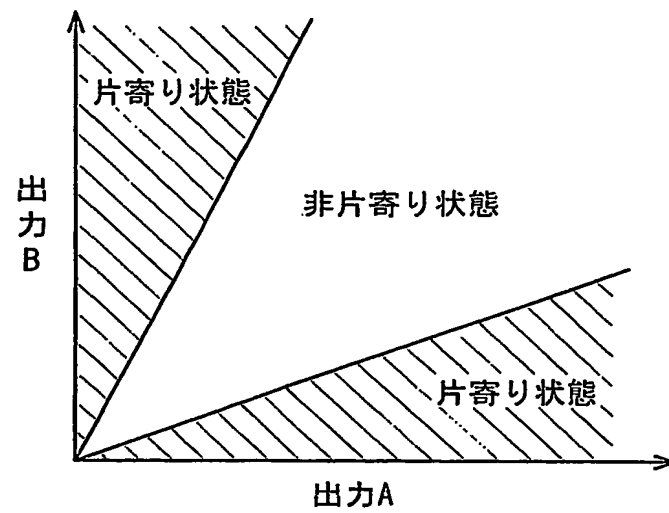


図 8

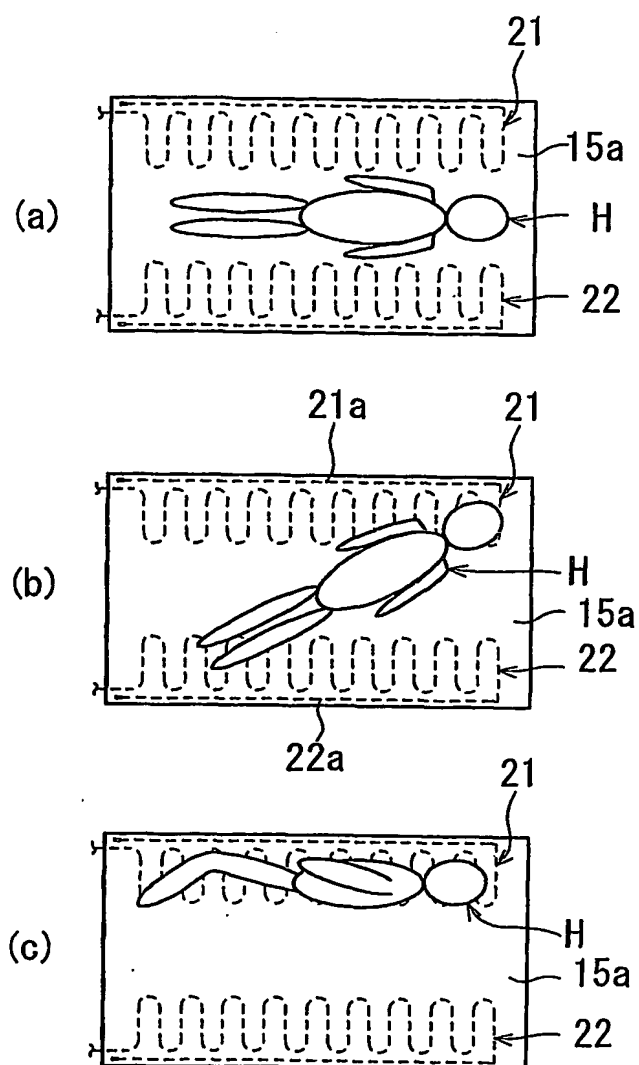


図 9

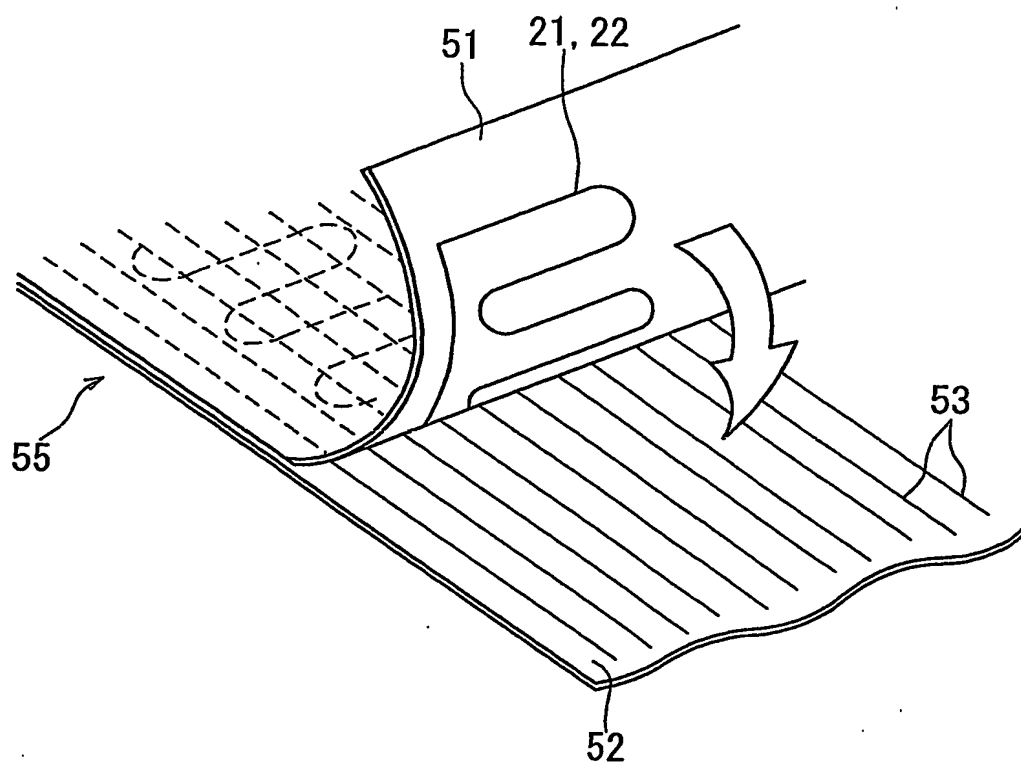


図 10

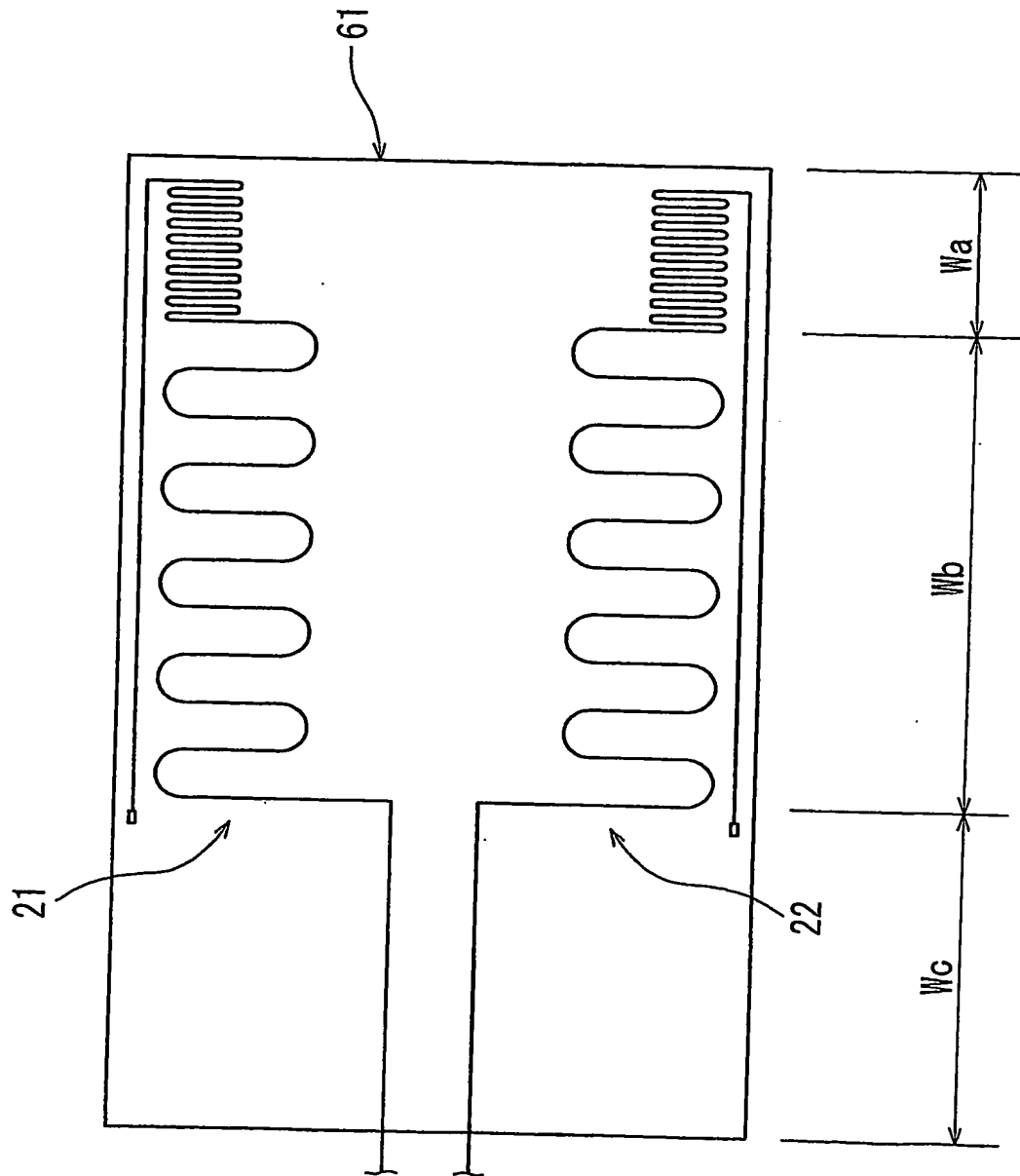


図 1 1

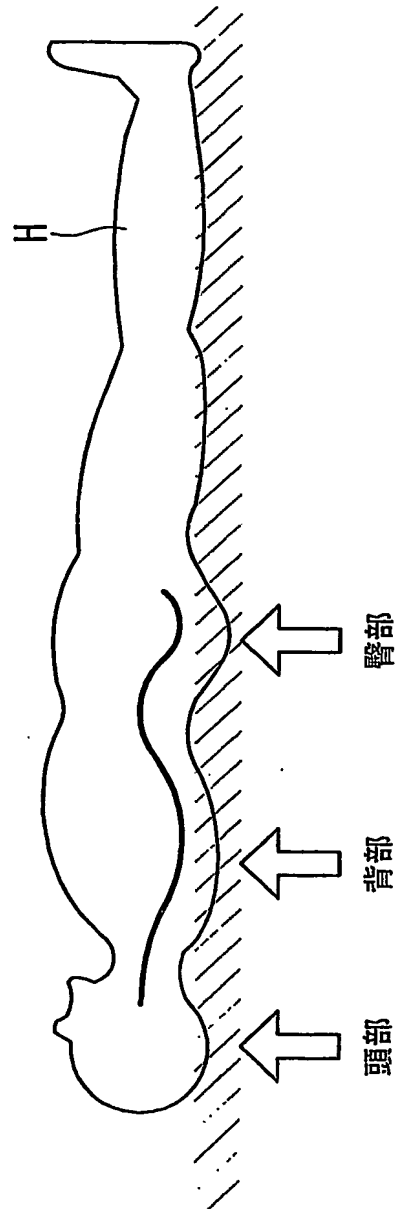


図 1 2

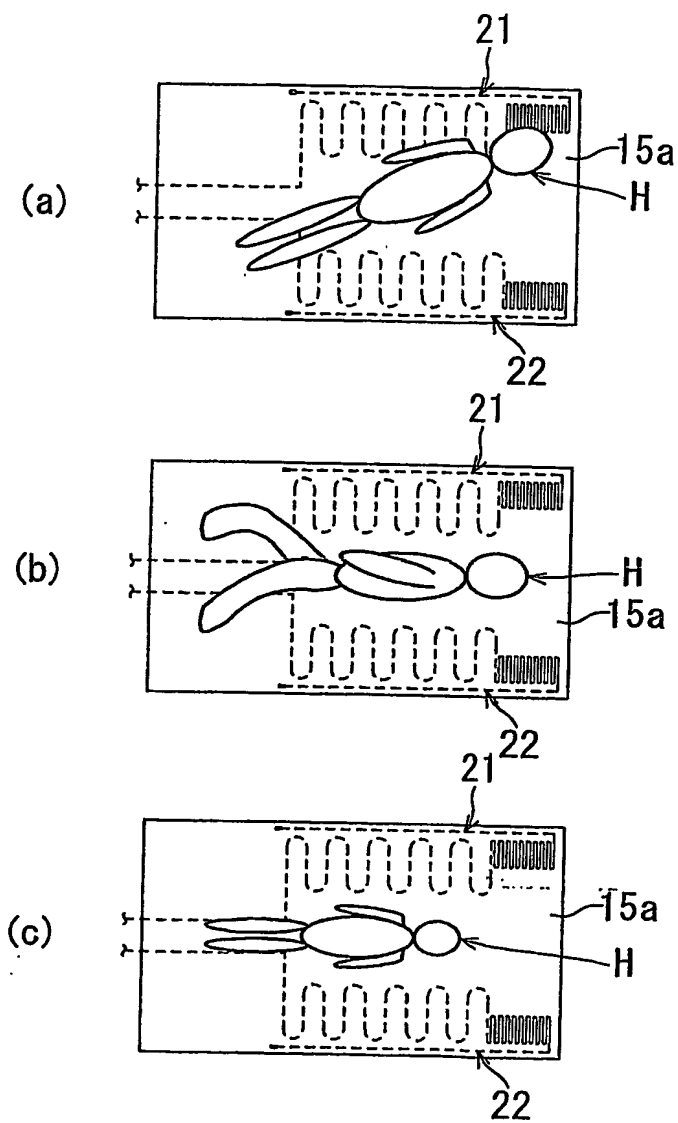


図13

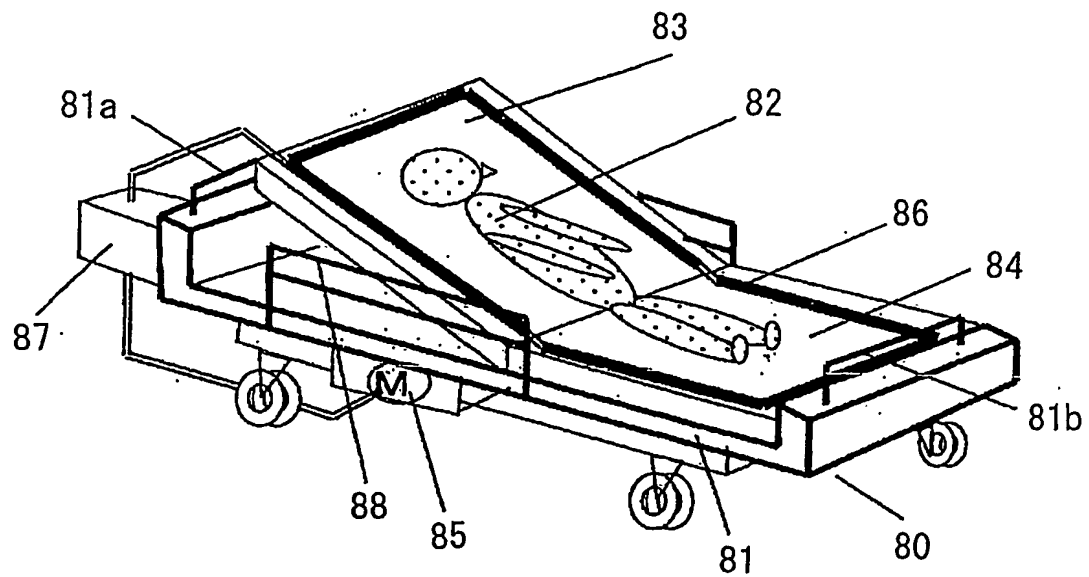


図14

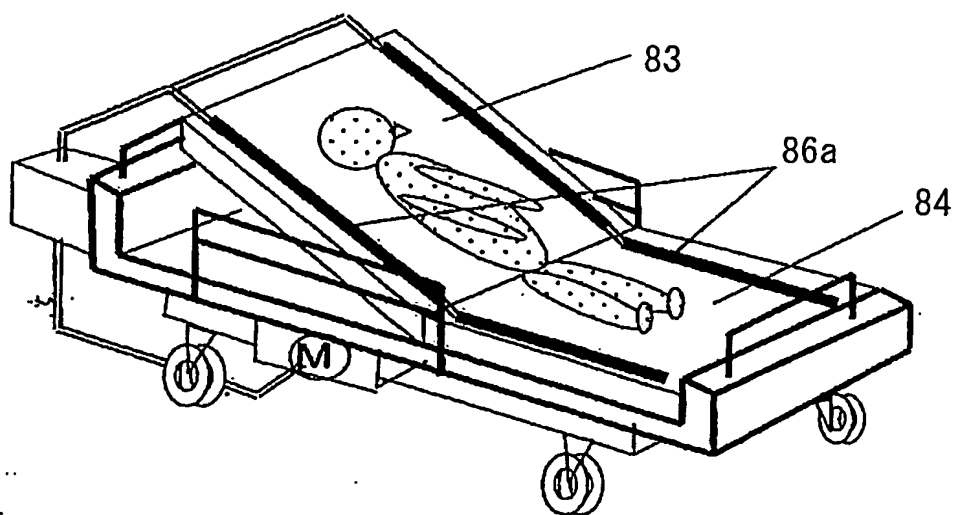


図15

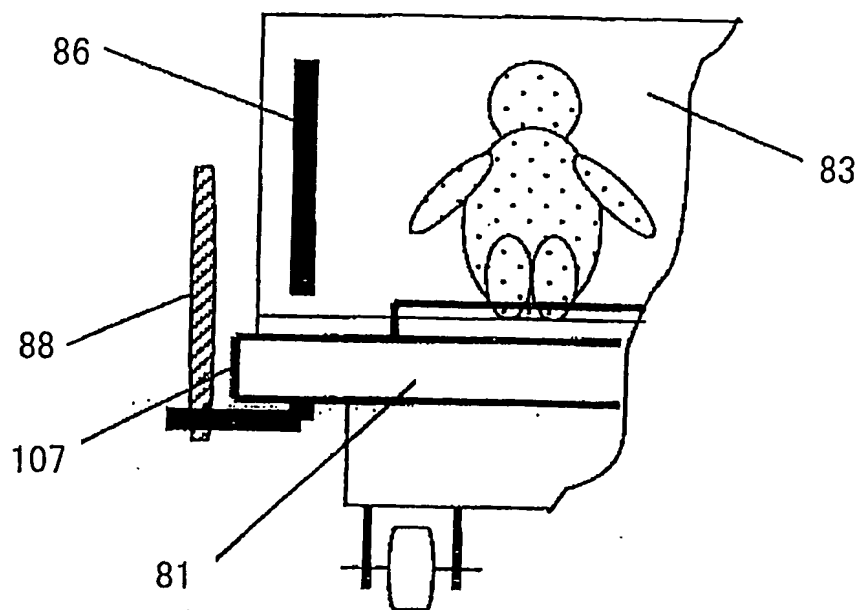


図16

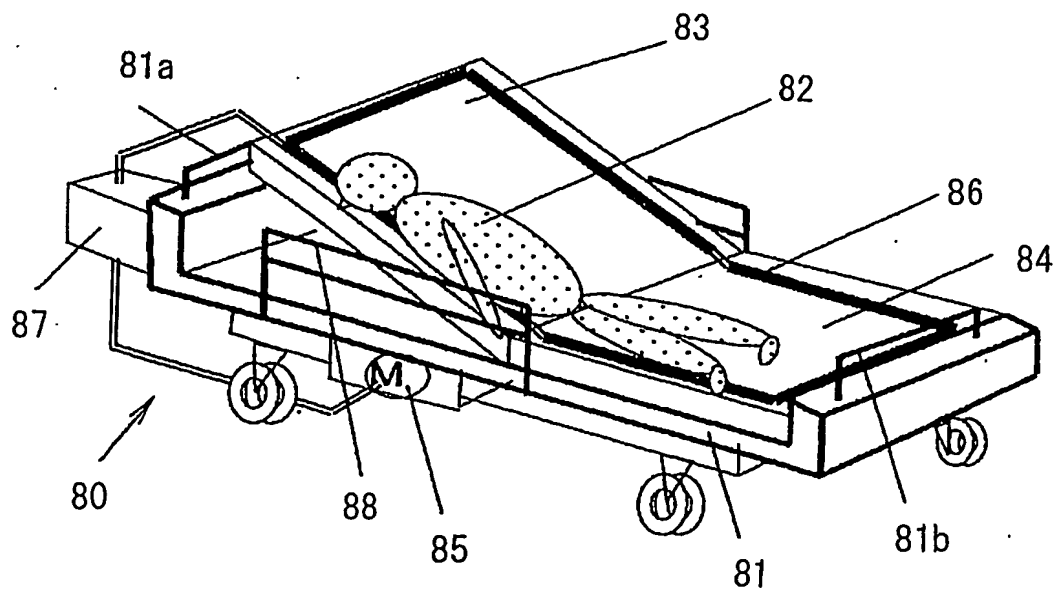


図 17

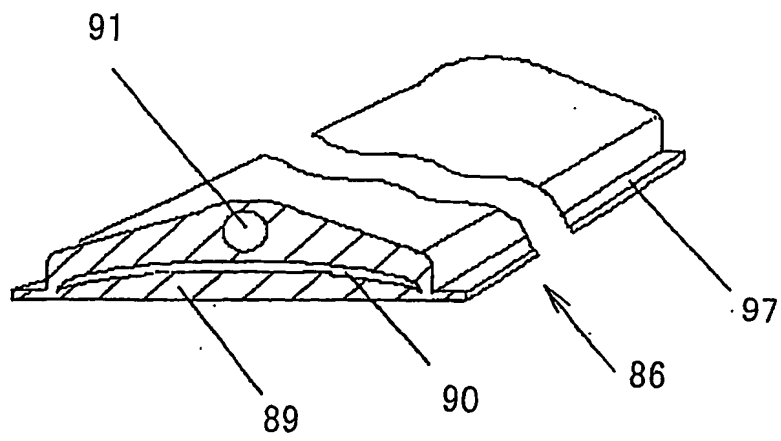


図 18

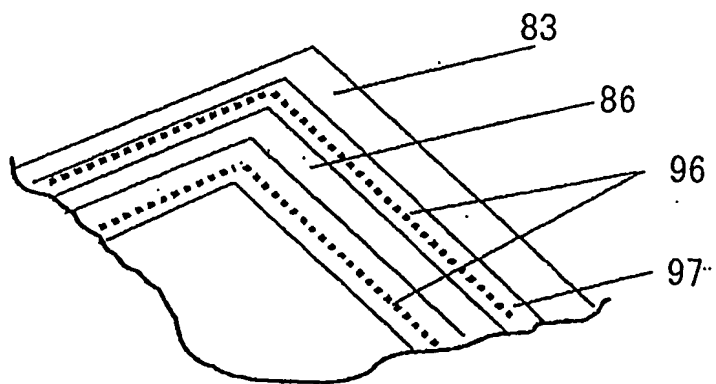


図19

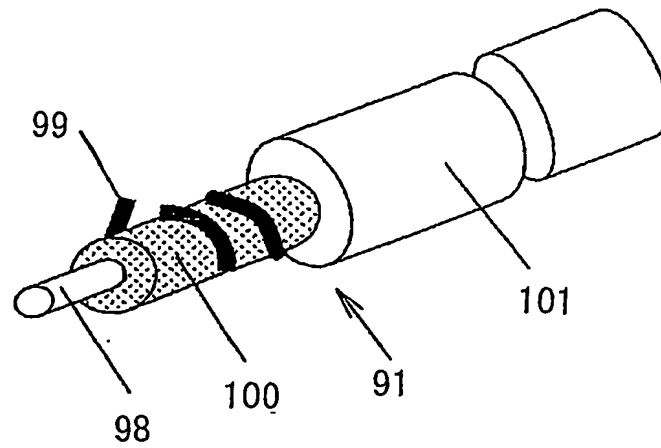


図20

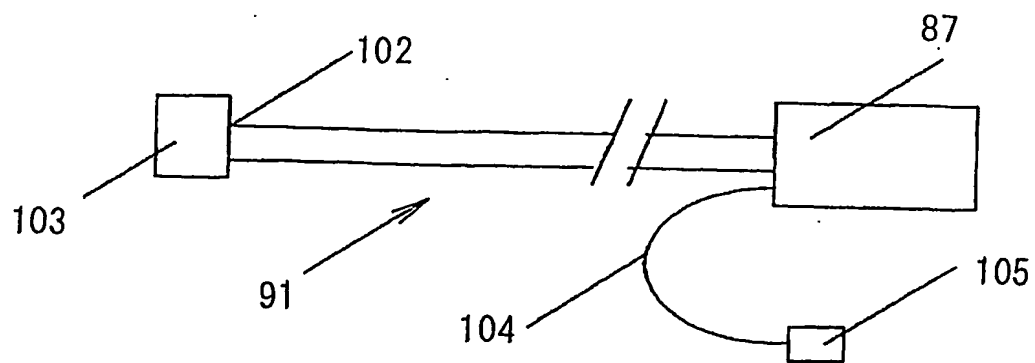


図21

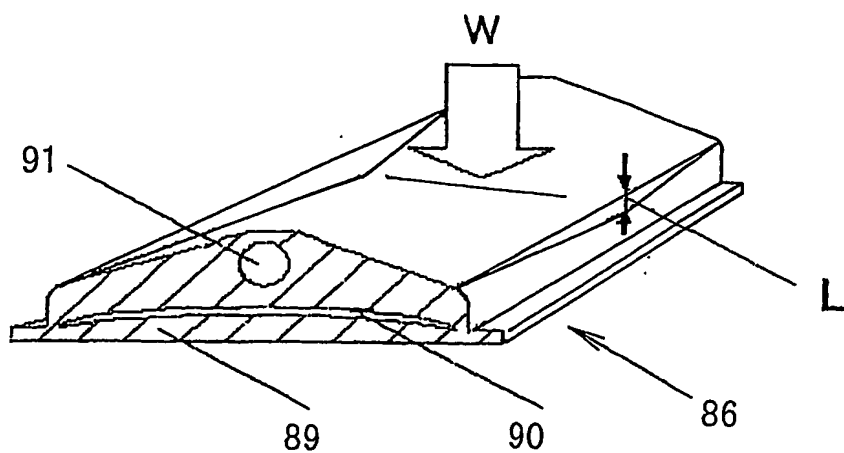


図22

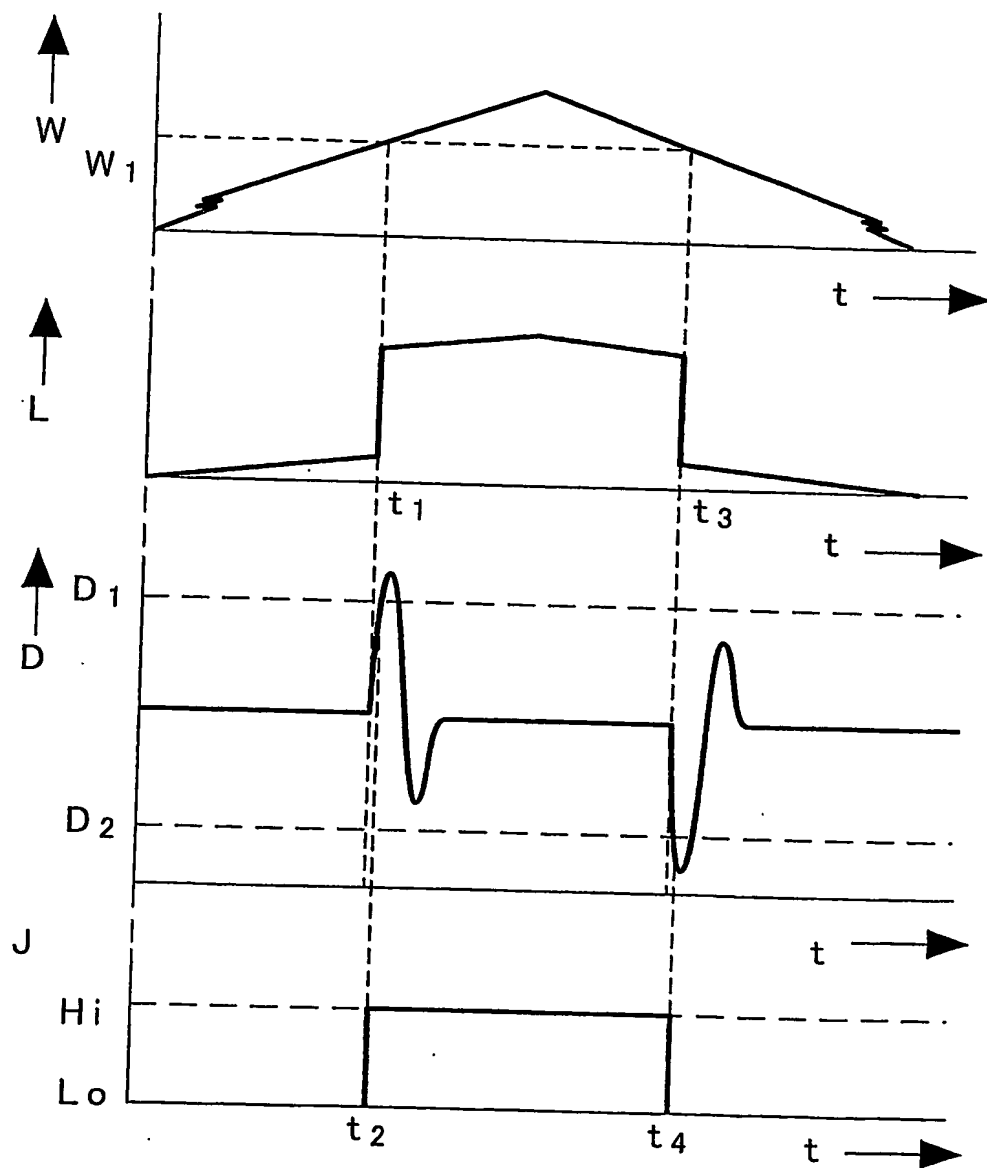


図23

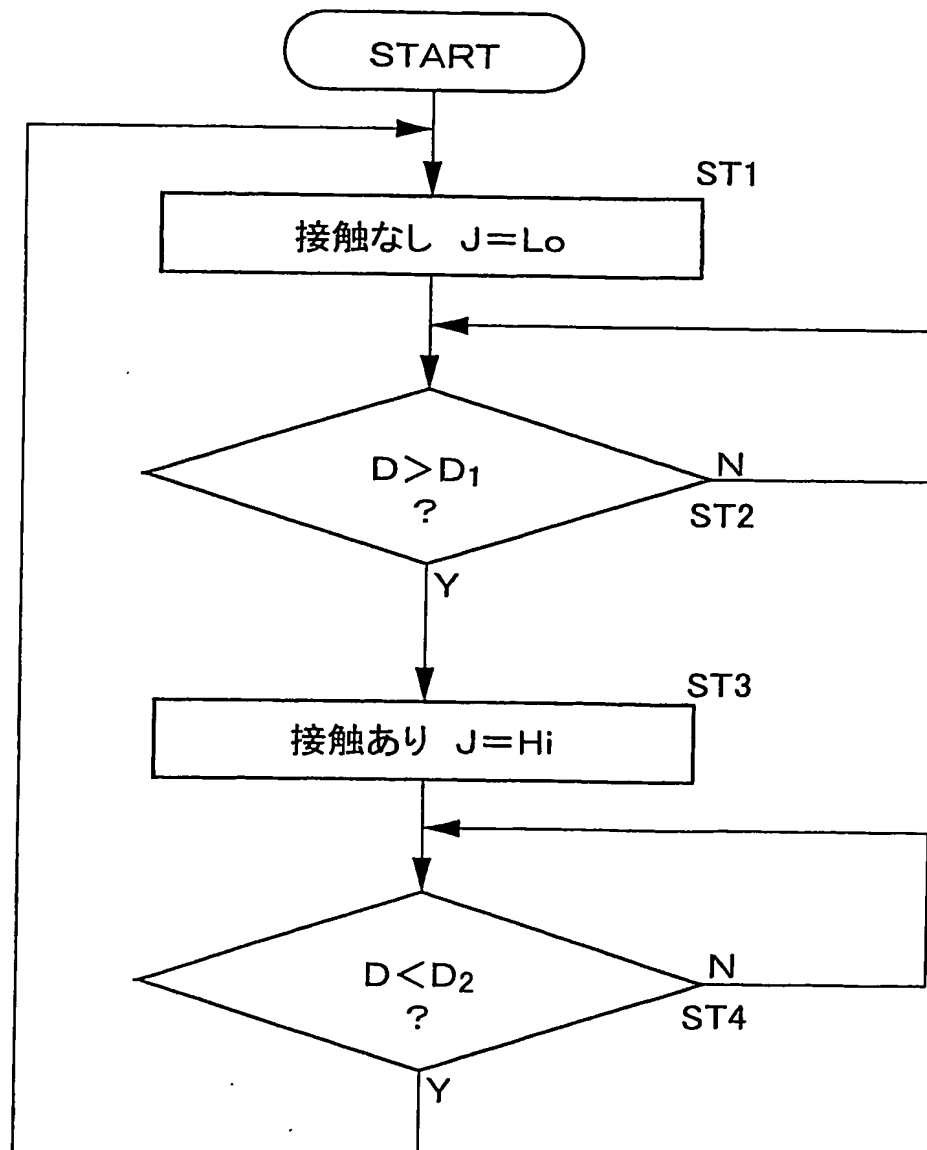


図24

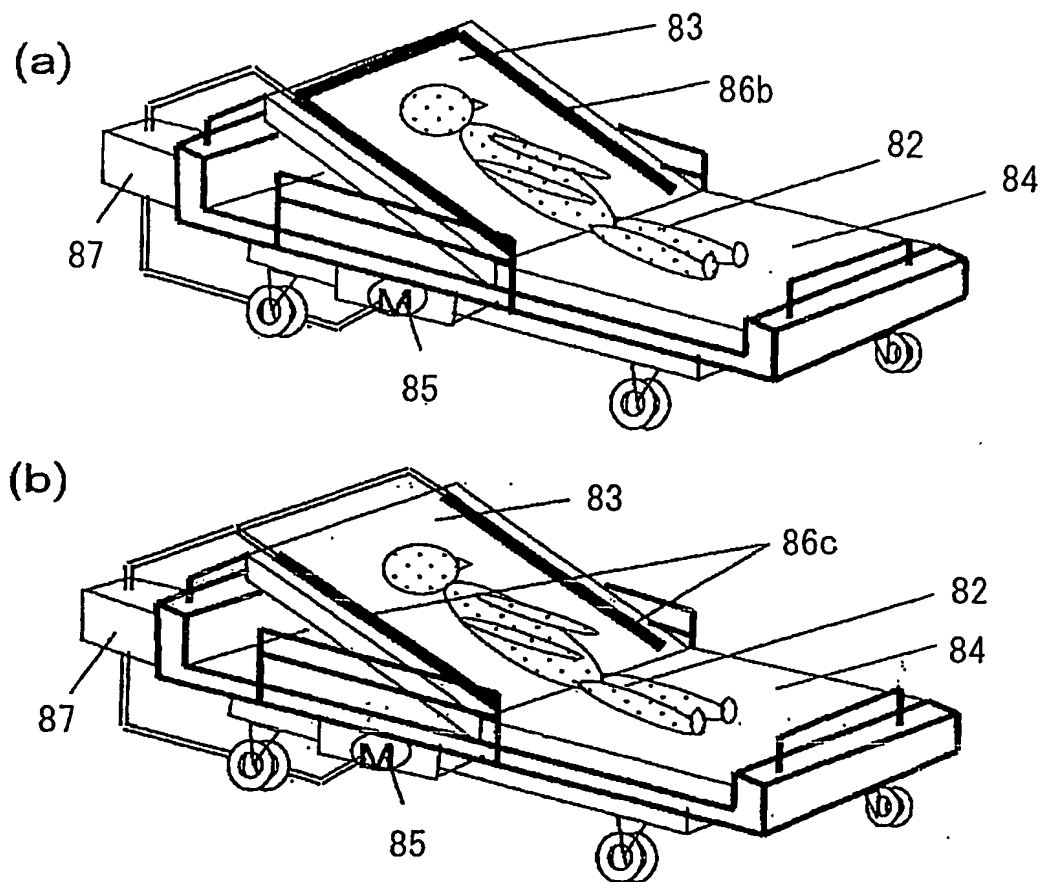


图25

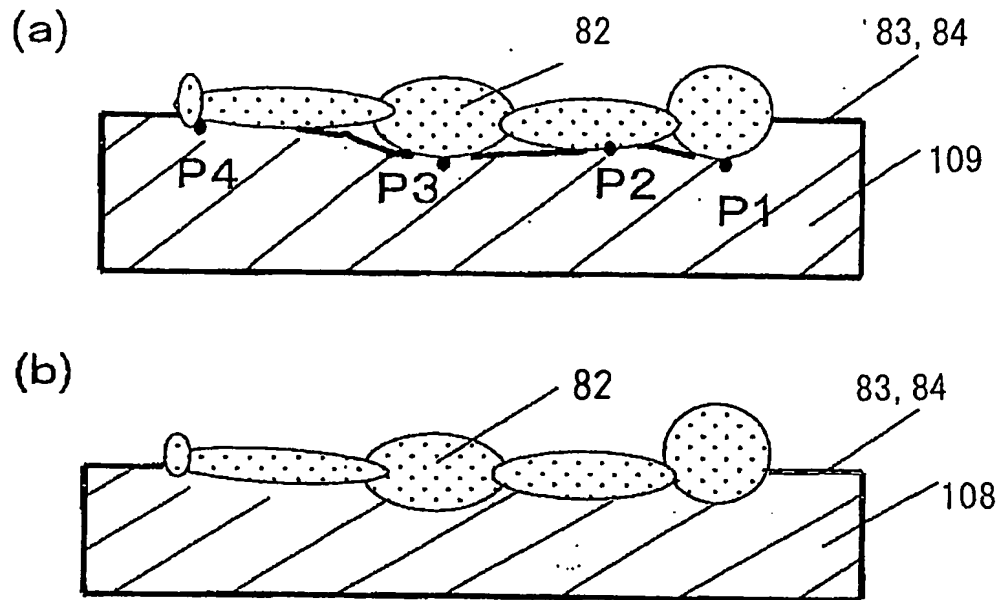
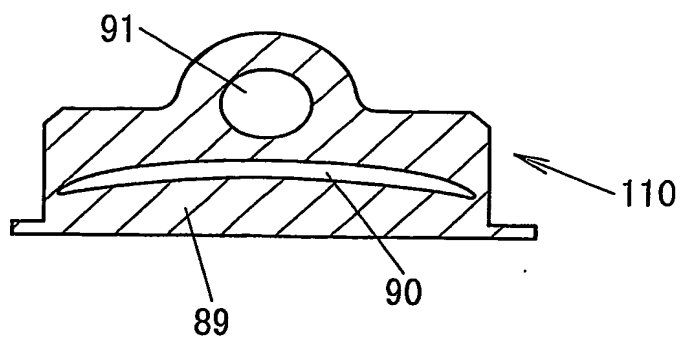
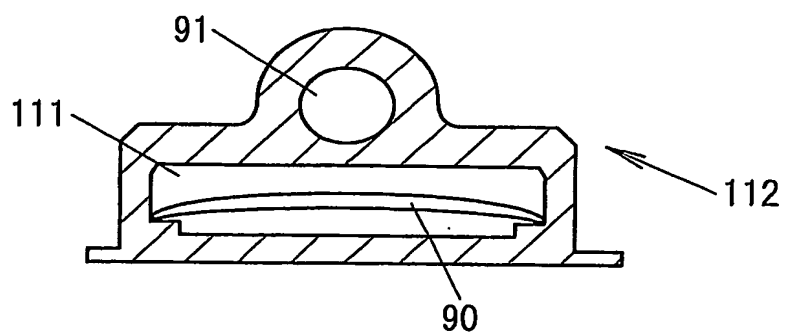


図26

(a)



(b)



(c)

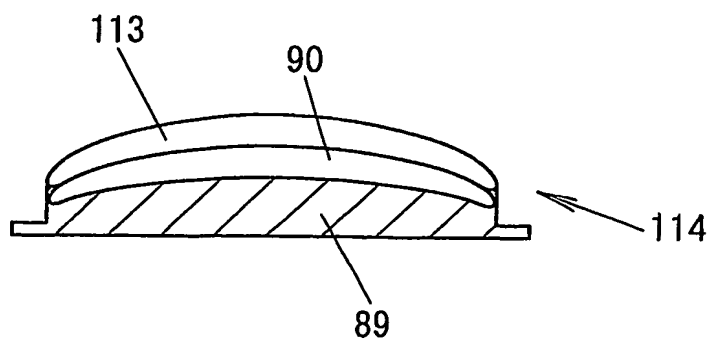


図 27

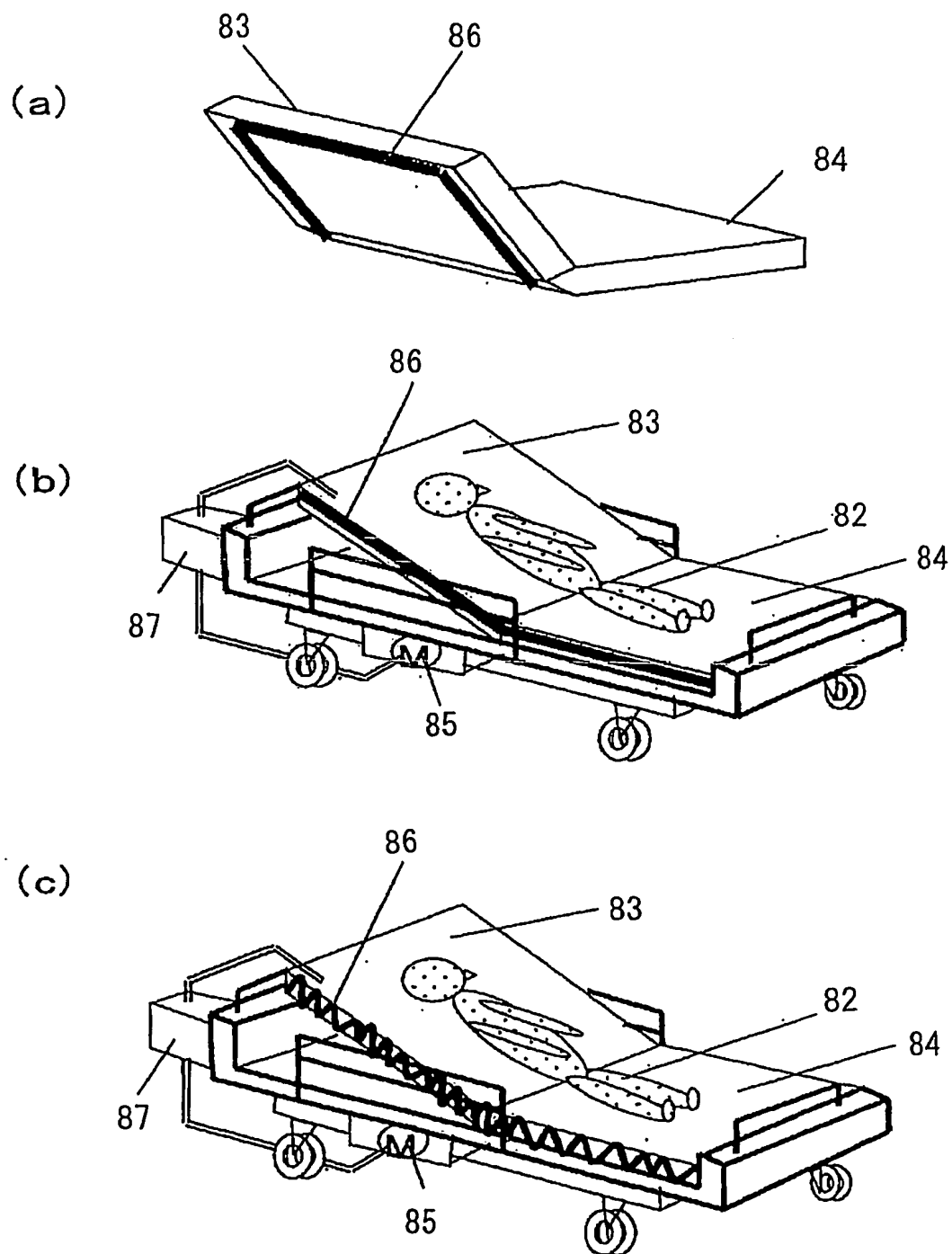


図28

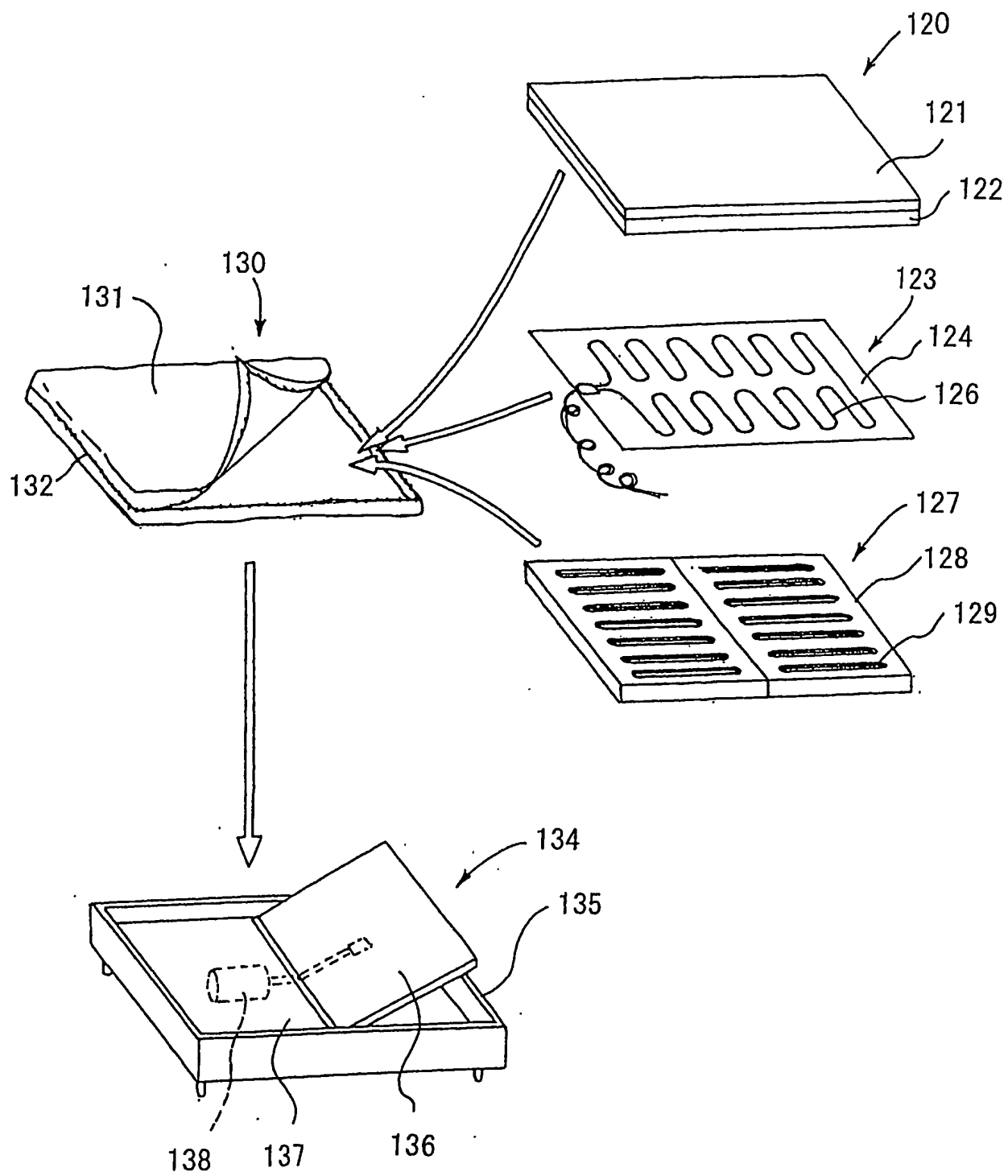


図 29

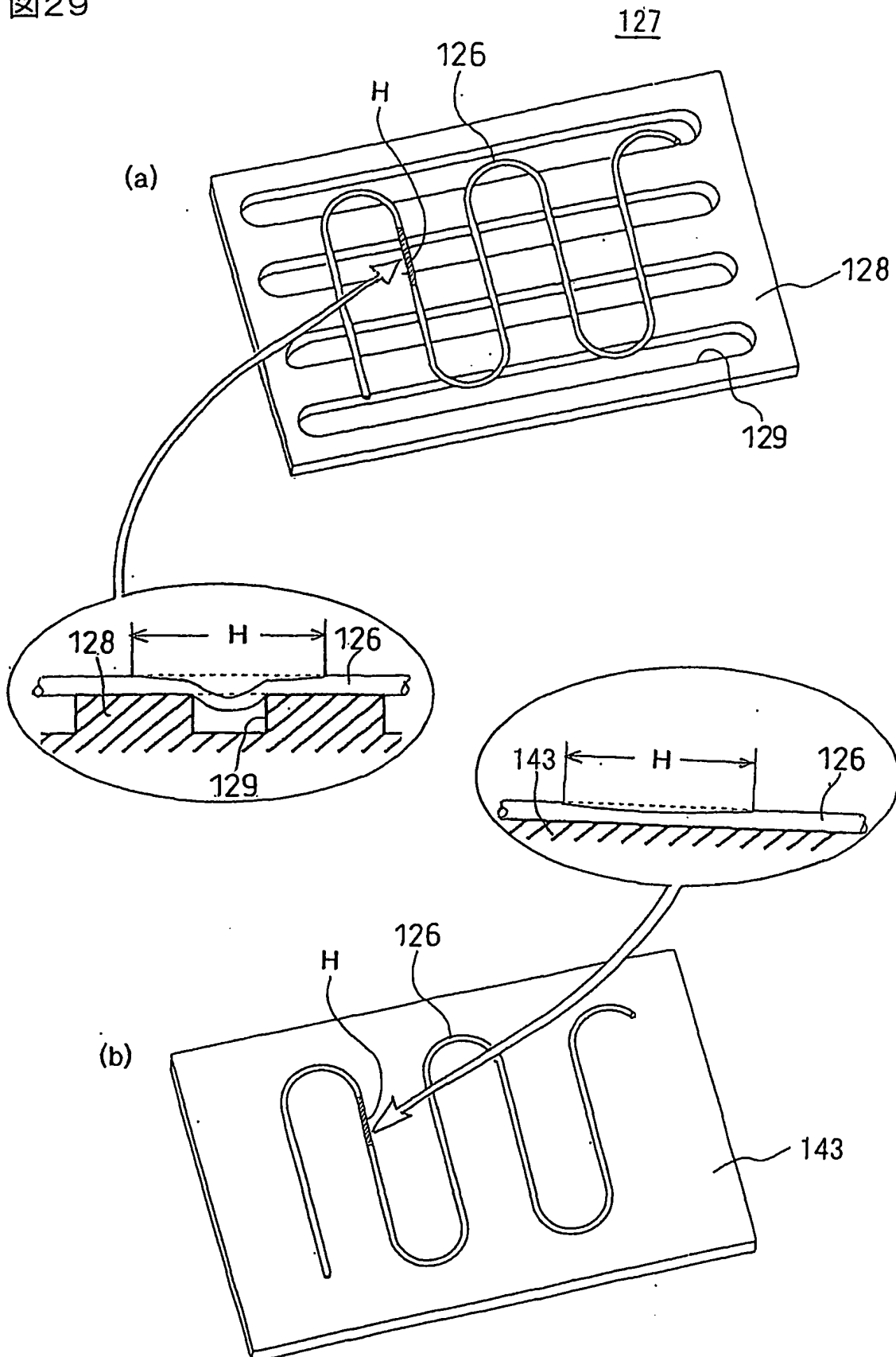


図30

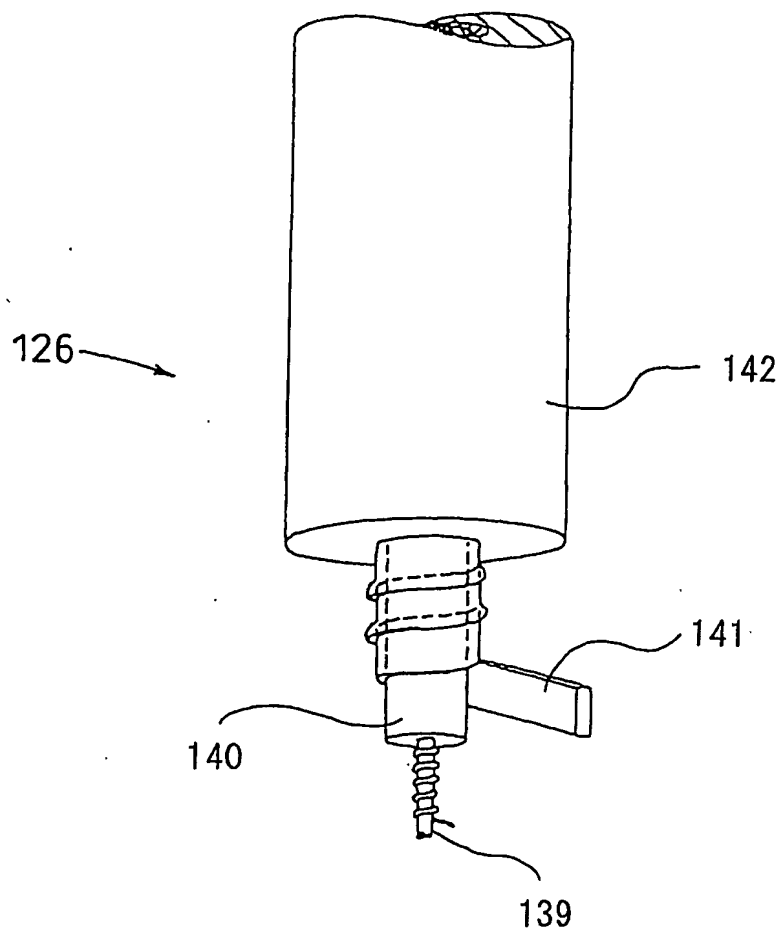


図31

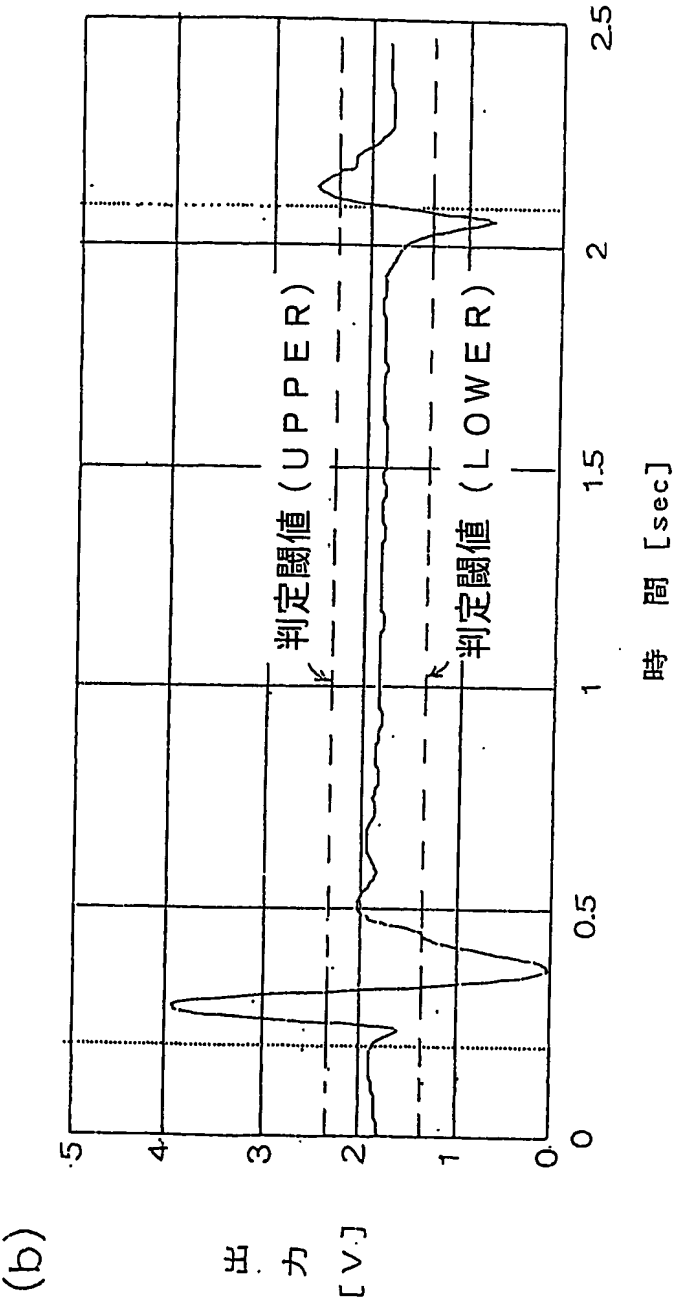
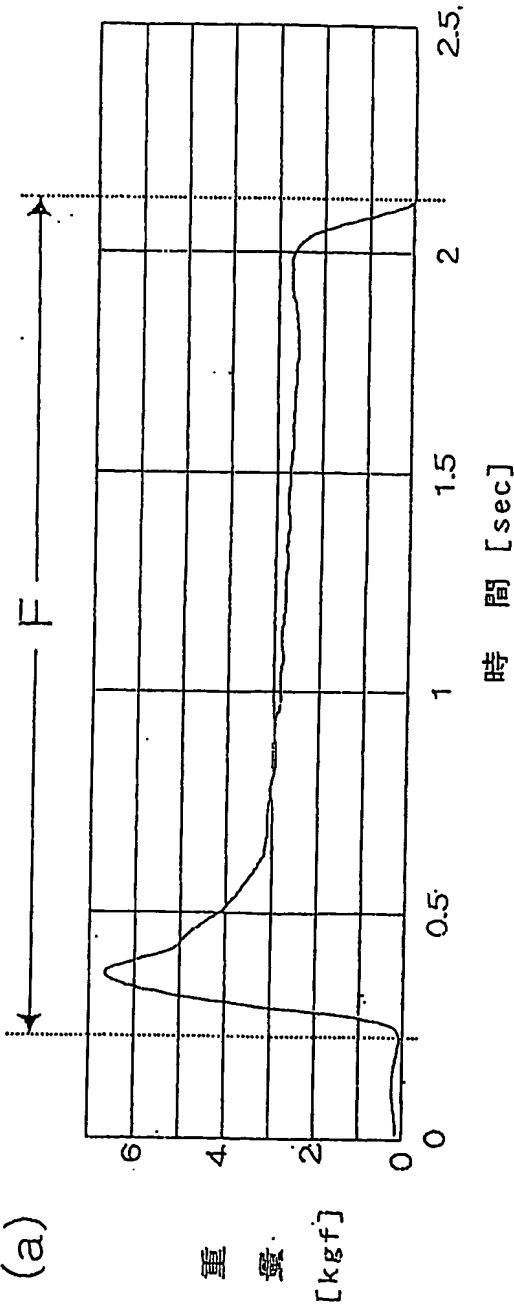


図32

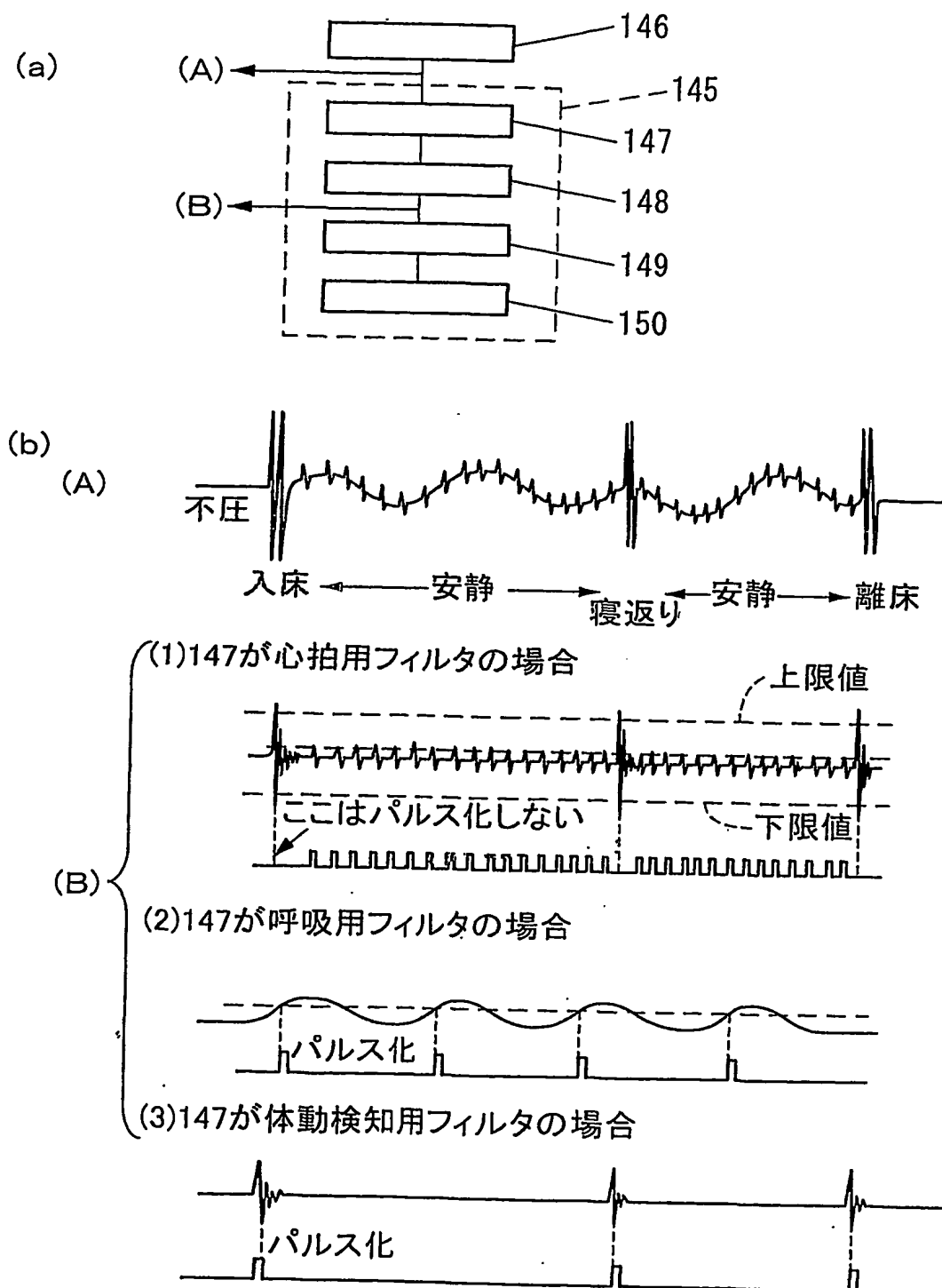


図33

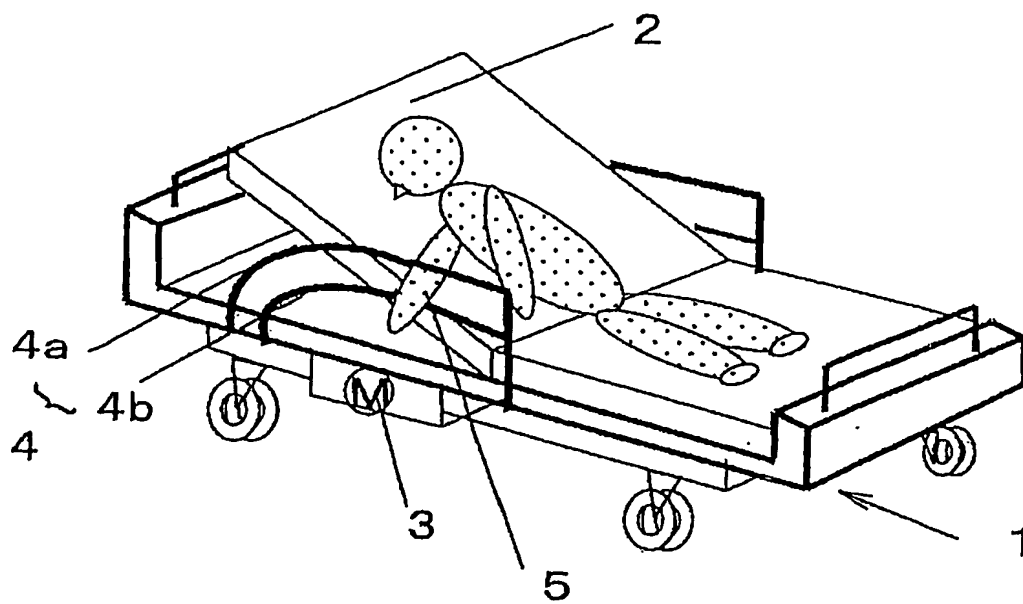


图 34

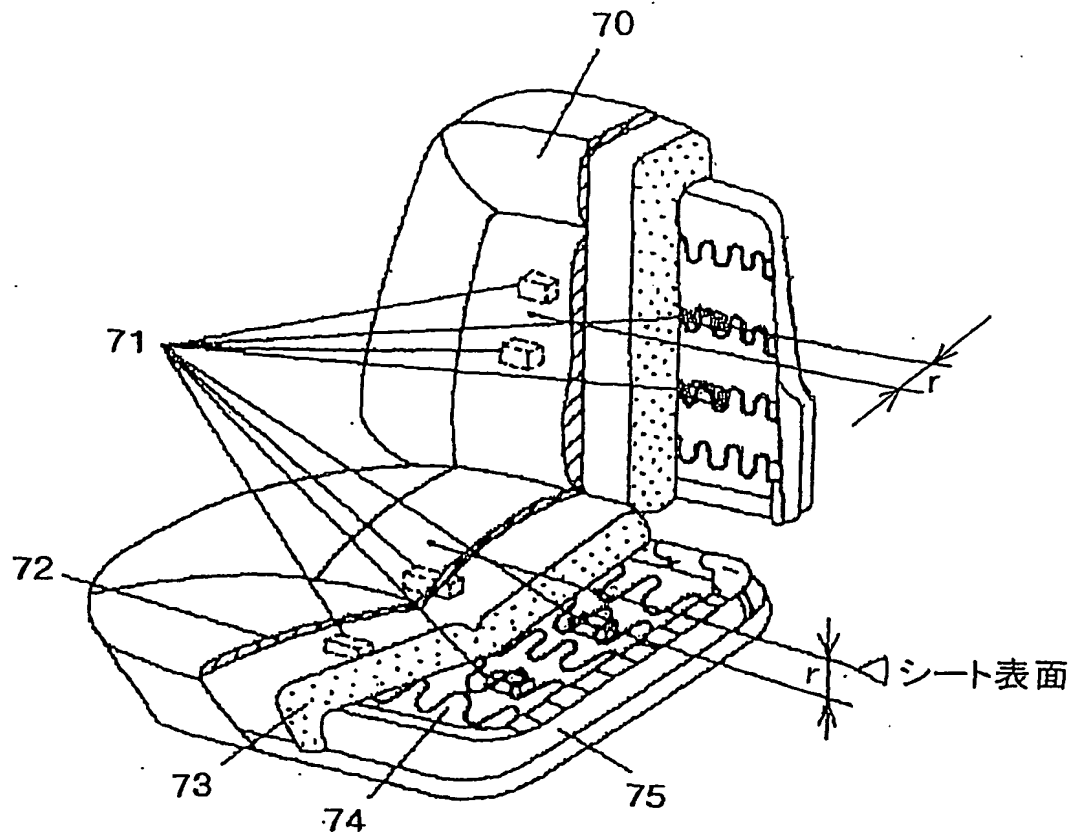
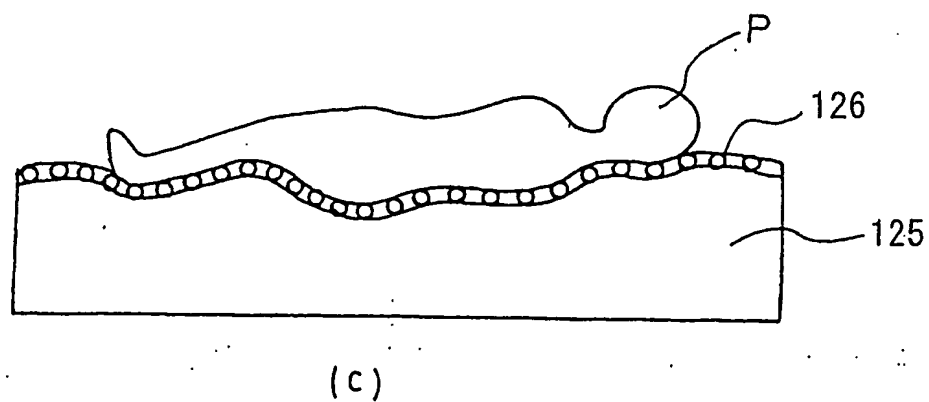
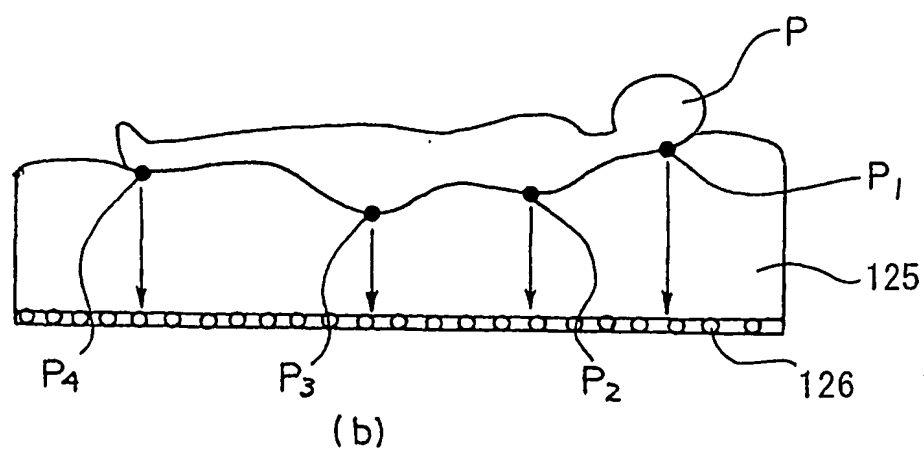
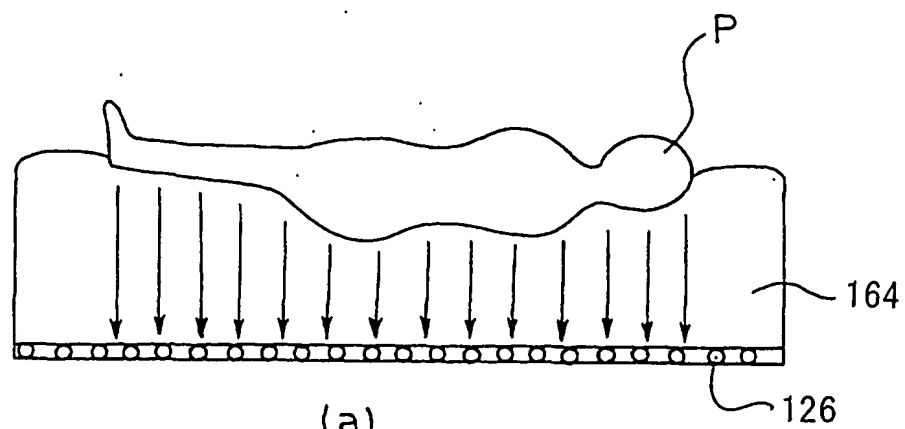


図35



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/008931

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B5/11, A61B5/00, A61G7/05, A47C27/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61B5/11, A61B5/00, A61G7/05, A47C27/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2004	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2830661 B2 (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 25 September, 1998 (25.09.98), Par. Nos. [0006] to [0010]; Figs. 1 to 3 (Family: none)	1, 7, 8 2-6
Y A	JP 10-14888 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 20 January, 1998 (20.01.98), Par. Nos. [0003] to [0025]; Fig. 1 (Family: none)	1, 7, 8 2-6, 16-20
A	JP 2000-214004 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 04 August, 2000 (04.08.00), Full text; all drawings (Family: none)	1-8

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
21 September, 2004 (21.09.04)

Date of mailing of the international search report
05 October, 2004 (05.10.04)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/008931

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 3001378 B2 (France Bed Medical Service Co., Ltd.), 12 November, 1999 (12.11.99), Full text; all drawings (Family: none)	9-15
A	JP 10-148718 A (Komori Iryo Kabushiki Kaisha), 20 January, 1998 (20.01.98), Full text; all drawings (Family: none)	16-20
P,A	JP 2004-154242 A (Kabushiki Kaisha Omikku), 03 June, 2004 (03.06.04), Full text; all drawings (Family: none)	1-15

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl ⁷ A61B5/11, A61B5/00, A61G7/05, A47C27/00		
B. 調査を行った分野		
調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl ⁷ A61B5/11, A61B5/00, A61G7/05, A47C27/00		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの		
日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2004年 日本国登録実用新案公報 1994-2004年 日本国実用新案登録公報 1996-2004年		
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y A	JP 2830661 B2 (松下電器産業株式会社) 1998. 09. 25, 段落0006-0010, 第1-3図 (ファミリーなし)	1, 7, 8 2-6
Y A	JP 10-14888 A (松下電器産業株式会社) 1998. 01. 20, 段落0003-0025, 第1図 (ファミリーなし)	1, 7, 8 2-6, 16-20
A	JP 2000-214004 A (松下電器産業株式会社) 2000. 08. 04, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-8
A	JP 3001378 B2 (フランス・パット・メテ・イカルサービス株式会社) 1999. 11. 12, 全文, 全図 (ファミリーなし)	9-15
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日	
21. 09. 2004	05.10.2004	
国際調査機関の名称及びあて先	特許庁審査官 (権限のある職員)	2W 8703
日本国特許庁 (ISA/J P)	荒巻 慎哉	
郵便番号100-8915	電話番号 03-3581-1101	内線 3290
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		

C (続き) . 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 10-148718 A (株式会社小森) 1998. 01. 20, 全, 鋼 (ファミリーなし)	16-20
PA	JP 2004-154242 A (株式会社オーミック) 2004. 06. 03, 全, 鋼 (ファミリーなし)	1-15